CareFusion

3100A® Hochfrequenz-Oszillationsbeatmungsgerät

Bedienungsanleitung

Dieses Dokument ist durch internationale und US-Urheberrechtsgesetze geschützt.

Kein Teil dieses Dokument darf ohne schriftliche Genehmigung von CareFusion kopiert, reproduziert, übersetzt, in einem Abfragesystem gespeichert, in irgendeiner Form übertragen oder auf ein elektronisches Medium bzw. in maschinell lesbarer Form reduziert werden. Die Informationen in diesem Dokument können ohne vorherige Ankündigung geändert werden.

Dieses Dokument dient lediglich zu Informationszwecken und gilt nicht als Ersatz oder Erweiterung der allgemeinen Geschäftsbedingungen der Lizenzvereinbarung.

© 1991-2010 CareFusion Corporation oder einer ihrer Tochtergesellschaften. Alle Rechte vorbehalten. 3100A ist eine eingetragene Marke der CareFusion Corporation oder einer ihrer Tochtergesellschaften. Alle anderen Marken sind Eigentum der jeweiligen Besitzer.

USA
CareFusion
22745 Savi Ranch Parkway
Yorba Linda, California 92887-4668

800.231.2466 Tel.
+1.714.283.2228 Tel.
+1.714.283.8493 Fax

carefusion.com

Autorisierte Vertretung für Europa
CareFusion Germany 234 GmbH
Leibnizstrasse 7
97204 Hoechberg
Deutschland
District Court Wuerzburg HRB7004
+49.931.4972.0 Tel.
+49.931.4972.423 Fax

CE 0086

Literatur-Nummer: 767124-102 Revision P

Versionshistorie

Datum	Version	Änderungen
Februar 1991	A	Erste Version
Mai 1991	B	Seitenzahlen im Inhaltsverzeichnis korrigiert. Abbildungsreferenzen korrigiert. Patientenkreislauf verändert. Warnhinweis hinzugefügt. Anweisungen zum Austausch des Patientenkreislaufs hinzugefügt. Interventionstabelle hinzugefügt.
Juni 1991	C	Filteraustauschintervall auf alle 500 Betriebsstunden geändert. Teilnummer des Filtereinsatzes geändert.
Juli 1991	D	Kennzeichnung der Einwegkomponenten aktualisiert. Abbildung für neue Filter aktualisiert. Stützarm auf Stange des Gestells geändert. Abbildung aktualisiert, zeigt Stange des Gestells. Stange des Gestells zur Installation hinzugefügt. Fehlenden Filter korrigiert, Warnhinweis geändert, neue Seitennummerierung; Einstellungen für den neuen Patientenkreislauf korrigiert. Den neuen Patientenkreislauf zu den Funktionstests hinzugefügt. Teilnummer für Befeuchterschläuche hinzugefügt.
August 1991	E	Einrichtungsgrenzwerte des Patientenkreislaufs korrigiert. Etikett für neue Einrichtungsgrenzwerte aktualisiert. Stromanforderungen gemäß Änderung des Lasttrennschalters geändert.
November 1991	F	IEC 601-1- und BSI-Zulassungen entfernt. In Schritt h 50 auf 56 geändert. Beschreibung der Filtereinsätze auf eine 10er-Packung geändert.
Mai 1995	H	Pädiatrische Bedienungsanleitung hinzugefügt. RI-Warnhinweis aktualisiert. Referenzen der ET-Tubusgrößen korrigiert. Pädiatrische Kurve hinzugefügt. Befeuchterreferenz korrigiert. Atemgasdurchfluss-Referenz korrigiert. Farbkennzeichnungen hinzugefügt. Reinigungsanweisungen vor dem Gebrauch korrigiert. Pädiatrische klinische Richtlinien hinzugefügt. Warnhinweise und Vorsichtsmaßnahmen neu formatiert.
September 1996	J	City of LA-Etikett entfernt. Neue Stromversorgung hinzugefügt. Steuergerät DC Technischen Kundendienst aktualisiert. Stromversorgungsverfahren. Schritt 7-g der Startprozedur aktualisiert.
März 2002	K	Gemäß Critical Care Division Bedienungsanleitung neu formatiert. Kapitel neu sortiert. Seiten neu nummeriert. Prüflisten-Etikett und 6000-Stunden-Treiberaustausch-Etikett hinzugefügt. Luftkühlungseinlassstrom für 3-Ohm-Treiber hinzugefügt. Druckblockschaltbild mit PR7 hinzugefügt. Druckschaltbild mit PR1 auf die aktuelle Version aktualisiert. Referenz auf 6000 und 12000 Betriebsstunden-Wartung hinzufügt. Teilnummern für flexiblen Patientenkreislauf hinzugefügt. Inline-Absaugsystem adressiert. Alle Referenzen bzgl. BIAS-DRUCK auf MITTLERER ATEMWEGSDRUCK geändert. Verwendung von „Neugeborener“ (sofern zutreffend) auf „Patient“ abgeändert. Titelei gemäß Critical Care Standards hinzugefügt. Absaugrichtlinien geändert.
April 2006	L	Revised for ECR 61201. Regelmäßige Wartung für das Leistungsmodul hinzugefügt.
Februar 2010	M	Handbuch in Übereinstimmung mit der neuen Medizingeräterichtlinie 2007/42/EG überarbeitet.
Mai 2010	N	Dem Abschnitt zu den Anforderungen an die Stromversorgung wurde Folgendes hinzugefügt: 220 V AC, 4,0 A, 60 Hz.
Juni 2010	P	Umstellung des Handbuchs auf den Stil von CareFusion.

Absichtlich leer gelassen

Inhaltsverzeichnis

Versionshistorie ..... **iii**
Garantie ..... **vii**
Hinweise ..... **viii**
Kapitel 1: Einführung, System- und Sicherheitsfunktionen **1**
Systemdiagramme ***1***
Einführung in das System 3100A ***3***
Sicherheitsfunktionen ***10***
Kapitel 2: Montage und Installation **13**
Auspacken ***13***
Montage ***13***
Reinigung vor dem Gebrauch ***17***
Kapitel 3: Bedienelemente, Anzeigen und Anschlüsse **19**
Front- und Sidepanel – Steuergerät ***19***
Rückseite – Steuergerät ***26***
Systemsäule und Patientenkreislauf ***28***
Kapitel 4: Funktionsprüfung und Startprozeduren **31**
Startprozeduren ***31***
Funktionsprüfung ***36***
Kapitel 5: Klinische Richtlinien **37**
Behandlungsstrategien ***37***
Erkrankungsspezifische Abweichungen von den allgemeinen klinischen Strategien ***43***
Nebenwirkungen ***43***
Empfohlene Zeitabstände für die Überwachung ***44***
Absaugrichtlinien ***45***
Kapitel 6: Wartung und Problembehebung **47**
Reinigung des Gehäuses ***47***
Wartungsarbeiten ***47***
Kalibrierung des Patientenatemkreislaufs ***50***
Sonstige regelmäßige Kalibrierungsarbeiten ***50***
Regelmäßige Wartungsarbeiten ***55***
Problembehebung ***57***

Anhang A: Kontaktadressen und Bestellinformationen 63

Technischer Kundendienst 63

Teile und Produkte bestellen 63

Anhang B: Technische Daten 65

Bedienelemente 65

Anzeigen 67

Druckmessung 69

Alarmeinstellungen 69

Elektrische Spezifikationen 71

Physikalische Spezifikationen 73

Index 81

Garantie

3100A Beatmungssysteme (die Ausrüstung) sind garantiert frei von Material- und Verarbeitungsfehlern und entsprechen den veröffentlichten Spezifikationen. Dies gilt für ein (1) Jahr ab dem Lieferdatum der Ausrüstung an den Originalkäufer.

Garantieausschlüsse:

CareFusion (der Hersteller) ist nicht für Schäden oder Ausfälle verantwortlich, die direkt oder indirekt durch den Betrieb der Ausrüstung außerhalb der zugelassenen, vom Hersteller festgelegten elektrischen, Temperatur- und anderen Umweltbedingungen entstehen. Dies gilt auch für Mängel in vom Kunden gestellten Dienstleistungen oder Produkten.

Die Ausrüstung wird mit diversen Komponenten und Zubehör geliefert, die von deren Art her nicht dazu bestimmt sind, ein Jahr lang zu funktionieren. Wenn eine solche vom Hersteller gefertigte Komponente bzw. derartiges Zubehör innerhalb einer angemessenen Zeitspanne keine ordnungsgemäße Leistung erbringt, wird der Hersteller die Komponente bzw. das Zubehör nach eigenem Ermessen ersetzen oder reparieren. Die Definition von ordnungsgemäßer Leistung und angemessener Zeitspanne wird vom Hersteller festgelegt, sobald diesem alle Fakten bzgl. der Komponente bzw. des Zubehörs vorliegen, nachdem die betroffene Komponente bzw. das Zubehör frei Haus an den Hersteller zurückgesandt wurde.

Der Hersteller übernimmt keine Haftung für nicht von ihm hergestellte Komponenten bzw. Zubehör.

Der Hersteller wird von sämtlichen Verpflichtungen dieser Garantie befreit, wenn die Ausrüstung von Personen repariert oder modifiziert wurde, die nicht vom Hersteller geschult bzw. beauftragt wurden. Für eine Reparatur oder Modifizierung des Gerätes durch den Käufer muss eine schriftliche Genehmigung des Herstellers vorliegen, da anderenfalls die Garantie erlischt. Der Hersteller schließt jegliche Haftung gegenüber dem Käufer für entgangenen Gewinn, Nutzungsausfall, Folgeschäden oder sonstige Schäden aus, die vom Käufer aufgrund des Vorliegens eines Garantiefalls geltend gemacht werden. Die Haftungssumme für mangelhafte Produkte ist auf den jeweiligen Kaufpreis beschränkt.

Ausschließliche Garantieansprüche:

Die Haftung seitens CareFusion (der Hersteller) unter dieser Garantie ist beschränkt auf den Ersatz, die Reparatur oder die Gewährung einer Gutschrift nach eigenem Ermessen, für jene Teile, die während der Garantiezeit funktionsuntüchtig werden oder den veröffentlichten Spezifikationen nicht mehr entsprechen. Der Hersteller haftet unter diesen Garantiebedingungen nur dann, wenn (A) der Hersteller umgehend vom Käufer über die Feststellung eines Mangels oder darüber informiert wird, dass das Teil nicht den veröffentlichten Spezifikationen entspricht; (B) die/das defekte Einheit/Teil unter Bezahlung der Transportkosten durch den Käufer an den Hersteller zurückgesandt wird; (C) die/das defekte Einheit/Teil spätestens innerhalb von 4 Wochen nach dem letzten Garantiegültigkeitsdatum vom Hersteller in Empfang genommen wird; und (D) die Untersuchung der/des Einheit/Teils seitens des Herstellers eindeutig ergibt, dass die Defekte bzw. Fehler nicht durch zweckentfremdeten Gebrauch, Vernachlässigung, falsche Installation, unzulässige Reparaturarbeiten, Veränderungen oder einen Unfall verursacht wurden.

Haftungsbeschränkungen

Technische Beratungen zu den Produkten bzw. Serviceleistungen an den Produkten, die aufgrund einer Bestellung durch den Käufer ordnungsgemäß ausgeliefert wurden, durch CareFusion oder seine Vertreter stellen keine Erweiterung, Beschränkung oder Änderung der hier gegebenen Garantie von CareFusion dar, und eine solche Beratung bzw. Service begründet in keinem Fall weiterreichende Pflichten bzw. eine umfassendere Haftung von CareFusion.

Diese Garantie ersetzt alle anderen ausdrücklich oder stillschweigend vereinbarten Gewährleistungen wie unter anderem die Garantie der Handelsüblichkeit außer der Rechtsmangelhaftung. Änderungen dieser Garantie sind nur schriftlich durch einen entsprechend befugten Vertreter von CareFusion, zulässig.

Hinweise

EMV-Hinweis

Dieses Gerät erzeugt und verwendet Hochfrequenz und kann diese abstrahlen. Wird das Gerät nicht gemäß den Anweisungen in dieser Anleitung montiert und betrieben, können elektromagnetische Störungen auftreten. Das Gerät erfüllt die in der Norm EN60601-1-2 festgelegten Grenzwerte für Medizinprodukte. Diese Grenzwerte bieten ausreichenden Schutz gegen elektromagnetische Störungen, sofern das Gerät wie in dieser Anleitung beschrieben in dafür vorgesehenen Umgebungen betrieben wird.

MRI-Hinweis

Dieses Gerät enthält elektromagnetische Komponenten, deren Betrieb durch starke elektromagnetische Felder beeinträchtigt werden kann.

Verwenden Sie diesen Ventilator nicht in einer MRI-Umgebung oder in der Nähe von hochfrequenten chirurgischen Diathermiegeräten, Defibrillatoren oder kurzwelligen Therapiegeräten. Elektromagnetische Störungen können zu Betriebsstörungen des Beatmungsgeräts führen.

Verwendungszweck

Das CareFusion 3100A Hochfrequenz-Oszillationsbeatmungsgerät (HFOV) ist zur Atmungsunterstützung und Behandlung von respiratorischer Insuffizienz und Barotrauma in Neugeborenen indiziert. Die besonderen Patientenzustände, die mit dem HFOV behandelt werden sollten, sind Lungenversagen (RDS = Respiratory Distress Syndrome) und respiratorische Insuffizienz, die durch interstitielles Lungenemphysem (PIE = Pulmonary Interstitial Emphysema) oder Luftlecks (AL = Air Leak) verursacht wurden.

Das CareFusion 3100/3100A ist ebenfalls zur Verwendung in der Beatmungsunterstützung und Behandlung von ausgewählten pädiatrischen Patienten indiziert, die nach dem Ermessen des Arztes nicht mit konventioneller Beatmung auskommen. Bei der Auswahl der Patienten, die mit diesem Beatmungsgerät behandelt werden sollen, sind die Größe des Patienten sowie andere Faktoren von Bedeutung.

Für das CareFusion 3100A-Oszillationsbeatmungsgerät sind keine speziellen Kontraindikationen bekannt.

Einschränkungen

Gemäß Bundesgesetzen der USA darf dieses Gerät nur an einen Arzt bzw. auf Anordnung eines Arztes verkauft werden.

Der Nutzen einer Therapie mit medizinischen atmungsunterstützenden Geräten überwiegt die entfernte Möglichkeit einer Exponierung gegenüber Phthalaten.

Konformitätserklärung

Dieses medizinische Gerät erfüllt die Anforderungen der Richtlinie über Medizinprodukte 93/42/EWG und die folgenden technischen Normen:

EN60601-1
EN60601-1-2

Das Qualitätssystem des Herstellers ist zertifiziert für:

CE 0086

ISO 9001
EN 46001

Von der EU benannte Stelle:

National Standards Institute of Ireland (NSAI)

Geräteart: Medizinisches Gerät, Lungenbeatmungsgerät

Handelsnamen: 3100 und 3100A

Bei Fragen zur Konformitätserklärung für dieses Produkt wenden Sie sich bitte an die CareFusion Corporation.

IEC-Klassifizierung

- Das 3100A HFOV-Beatmungsgerät ist zur Verwendung im Krankenhaus geeignet.
- Standardgerät, nicht gegen das Eindringen von Flüssigkeiten geschützt.
- Nicht geschützt/nicht geeignet für die Verwendung in der Nähe von entzündbaren Anästhetika.
- Klasse 1, Ausrüstung Typ B.

Sicherheitshinweise

Bitte lesen Sie die folgenden Sicherheitshinweise genau durch, bevor Sie das Beatmungsgerät in Betrieb nehmen. Hier werden Informationen aufgeführt, die für den sicheren Betrieb des Beatmungsgeräts wichtig sind. Der Einsatz des Beatmungsgeräts kann zu gefährlichen Betriebsbedingungen führen, wenn Sie dessen Merkmale und Funktionen nicht in vollem Umfang kennen und verstehen.

Bei Fragen zu Montage, Einrichtung, Betrieb oder Wartung des Beatmungsgeräts wenden Sie sich bitte an den Technischen Kundendienst unter den in Anhang A genannten Kontakt- und Bestelladressen.

Nebenwirkungen

In der **pädiatrischen** randomisierten Studie waren die identifizierten Nebenwirkungen Lungendistention, Luftlecks und Hypotension. Außer Hypotension gab es keine statistischen Unterschiede beim Vergleich der Nebenwirkungen mit jenen, die in konventionell behandelten Patienten auftraten. Die mit dem HFOV behandelte Gruppe hatte einige (jedoch statistisch signifikante) häufigere Vorkommnisse von Hypotension, allerdings ohne nachweisbare ernsthafte Gefährdung des kardiovaskulären Status.

In der randomisierten **Neugeborenen-**Studie waren die identifizierten Nebenwirkungen Lungendistention, Luftlecks, intra-ventrikuläre Blutungen (IVH = Intra-Ventricular Hemorrhage), Bradykardie, Schleimpfropf im Endotrachealtubus und Hypotension. Es gab keine statistischen Unterschiede beim Vergleich der Nebenwirkungen mit jenen, die in konventionell behandelten Patienten auftraten.

Wie die konventionelle Überdruckbeatmung birgt auch die hochfrequente Beatmung bei dieser Patientengruppe verschiedene systembedingte Risiken. Diese potenziellen Nebenwirkungen umfassen: Unter-/Überbeatmung, Unter-/Überbefeuchtung, intra-ventrikuläre Blutung (IVH) bei Neugeborenen, bronchopulmonäre Dysplasie (BPD), nekrotisierende Trachealbronchitis (NTB), Atelektase, Hypotension, Pneumothorax, Pneumoperikardium, Pneumomediastinum, Pneumoperitoneum und interstitielles Lungenemphysem (PIE). Die gemeldete Häufigkeit des Auftretens dieser Zustände ähnelt jener der konventionellen Beatmung.

Begriffe

WARNHINWEISE	zeigen Betriebszustände oder Verfahren an, die zu schwerwiegenden Nebenwirkungen führen oder ein mögliches Sicherheitsrisiko darstellen können.
VORSICHTSMASSNAHMEN	zeigen Betriebszustände oder Verfahren an, die zu einer Beschädigung des Beatmungsgeräts oder anderer Geräte führen können.
HINWEISE	bieten zusätzliche Informationen, die Ihnen das Verständnis der Funktionsweise des Beatmungsgeräts erleichtern.

Warnhinweise

Die folgenden dringenden Warnhinweise müssen vor der Inbetriebnahme und Verwendung des 3100A HFOV gelesen und verstanden worden sein:

- Wartungsarbeiten an diesem Gerät dürfen ausschließlich durch vom Hersteller geschultes Fachpersonal vorgenommen werden.
- Bei Neugeborenen, die fast oder ganz von der HFOV-Behandlung entwöhnt sind, sind plötzliche unerklärliche Bradykardie-Ereignisse möglich, die mit keinen anderen klinischen Veränderungen zusammenhängen. Diese Ereignisse können mögliche rasche Verbesserungen in der Patientenlungencompliance mit der Distention während der HFOV-Behandlung signalisieren und können eine rasche Entwöhnung von $\overline{Paw}$ oder einen Übergang zur konventionellen Beatmung erfordern.
- Unterbrechen Sie unter keinen Umständen den Anschluss des Schutzleiters (Schutzerdung), da dies zu Beschädigungen des Beatmungsgeräts und der damit verbundenen Komponenten sowie zu Gesundheitsschäden beim Patienten und/oder Bedienpersonal führen kann. Das Gerät ist werkseitig mit einem kliniküblichen Wechselstromanschluss ausgerüstet. Eine zuverlässige Schutzerdung ist nur dann gewährleistet, wenn das Gerät mit einer Steckdose verbunden ist, die gemäß den gültigen Klinikrichtlinien installiert und geprüft wurde.
- In einem Umkreis von ca. 6 Metern um das Gerät dürfen keine Funksender betrieben werden. Es können andernfalls falsche Druckmesswerte ermittelt und dadurch Fehlalarme oder Geräteversagen hervorgerufen werden.
- Der im Lieferumfang des Patientenkreislaufs enthaltene 30-Zoll-Bias-Flow-Tubus darf nicht gekürzt werden, da dies durch Verminderung des Oszillationsdrucks aufgrund größerer Nähe zum Befeuchtergefäßvolumen eine Reduzierung des Maximalwerts für ΔP zur Folge haben kann.
- Kreislaufkomponenten dürfen nicht durch andere Komponenten ersetzt werden, da dies Gesundheitsschäden beim Patienten und/oder Anwender verursachen oder zu Geräteschäden führen kann. Der in diesem Handbuch beschriebene Patientenkreislauf wurde speziell für die Verwendung mit dem Modell 3100A HFOV entwickelt.
- Vor dem Beginn der Beatmung eines Patienten müssen unbedingt die Funktionsprüfung und die Startprozedur durchgeführt werden. Falls während der Funktionsprüfung oder der Startprozedur eine Unregelmäßigkeit in der Funktion des 3100A HFOV festgestellt wird, darf keinesfalls mit der Beatmung des Patienten begonnen werden, da dies Gesundheitsschäden oder den Tod des Patienten zur Folge haben kann. Wenden Sie sich umgehend an den technischen Kundendienst von CareFusion, bevor Sie fortfahren.
- Ein akustischer Alarm deutet auf einen für den Patienten eventuell gesundheitsschädlichen Betriebszustand hin und darf *keinesfalls* unbeachtet bleiben. Falls Alarme unbeachtet bleiben, kann dies zu Gesundheitsschäden (bis hin zum Tod) des Patienten und /oder einem Geräteschaden führen.
- Aufgrund einer eventuellen Explosionsgefahr sollte das Beatmungsgerät nie zusammen mit leicht entflammbaren Anästhetika verwendet werden.
- Auf keinen Fall darf die proximale Atemwegsgastemperatur 41 °C überschreiten. Andernfalls können die oberen Atemwege des Patienten geschädigt werden.
- Die in dieser Bedienungsanleitung beschriebenen, empfohlenen Wartungsarbeiten müssen durchgeführt werden, da ansonsten Gesundheitsschäden beim Patienten und/oder Bedienpersonal sowie Geräteschäden auftreten können.

Vorsichtsmaßnahmen

Die folgenden dringenden Vorsichtsmaßnahmen müssen vor der Inbetriebnahme und Verwendung des 3100A HFOV gelesen und verstanden worden sein:

- Folgen Sie genauestens den Empfehlungen in Kapitel 5, „Klinische Richtlinien“, hinsichtlich der Verwendung von Röntgenaufnahmen des Thorax und Hirnultraschalluntersuchungen zur Patientenüberwachung. Während der Hochfrequenz-Oszillationsbeatmung (wie bei allen Beatmungsformen) sollte die Wechselwirkung zwischen Verbesserung der Lungen-Compliance, unbeabsichtigtem Anstieg des Lungenvolumens, Anstieg des Pleuradrucks und vermindertem venösen Rücklauf beachtet werden, da diese eine Verminderung der Herzleistung sowie ein möglicherweise höheres IVH-Risiko zufolge haben kann.
- Das Gewicht des Patienten ist ein wichtiger Hinweis auf das Lungenvolumen, den anatomischen Totraum und die Anforderungen des Metabolismus an die Beatmung. Während das maximale Hubvolumen des 3100/3100A ca. 365 ml beträgt, ist das tatsächlich an den Patienten gelieferte Volumen abhängig von der eingestellten Leistung, der Frequenz, der Größe des Endotrachealtubus und der Compliance des Atmungssystems des Patienten. Daher müssen bei größeren Kindern besonders die Beatmungsanforderungen und $PaCO_2$ beachtet werden. Weitere Informationen hierzu im Kapitel 5 „Klinische Richtlinien“.
- Die Patientenwerte $tcPCO_2$ und $tcPO_2$ oder SpO_2 müssen kontinuierlich überwacht werden, damit sichergestellt wird, dass sich die Blutgaswerte im gewünschten Bereich befinden. Es ist wichtig, dass die Atemwege des Patienten während der Hochfrequenz-Oszillationsbeatmung frei und uneingeschränkt bleiben. Es sollten grundsätzlich geeignete Absaugprozeduren angewendet werden, um die Atemwege freizuhalten. Hinweise dazu finden Sie im Abschnitt „Absaugrichtlinien“ in Kapitel 5, „Klinische Richtlinien“. Da ausschließlich der proximale Atemwegsdruck gemessen wird, kann im Falle einer Verengung oder Restriktion kein Alarm ausgelöst werden.
- Stellen Sie sicher, dass der Absperrhahn mit Wasservorlage vor der Durchführung einer Kalibrierung des Patientenkreislaufs geschlossen wurde. Falls der Absperrhahn mit Wasservorlage geöffnet ist, kann die Kalibrierung des Patientenkreislaufs (39-43 cmH_2O) möglicherweise nicht korrekt durchgeführt werden und der verfügbare $\overline{Paw}$ wird reduziert.
- Abweichungen von den hier beschriebenen Montageanweisungen können zu einer Beschädigung, mechanischer Instabilität oder Fehlfunktion des 3100A führen. Sollten hinsichtlich der Montage Fragen auftreten, wenden Sie sich bitte an den technischen Kundendienst von CareFusion, bevor Sie fortfahren.
- Seien Sie während der Montage, dem Betrieb oder der Reinigung des Beatmungsgeräts besonders vorsichtig im Umgang mit den Steuer- und Sensorleitungen (vom und zum Patientenkreislauf). Quetschungen oder Perforationen dieser Leitungen können eine Fehlfunktion der Sicherheitsalarme, Warnalarme, Hinweisalarme und/oder Druckbegrenzungssteuerungen zur Folge haben.
- Achten Sie beim Anschließen des Patientenkreislaufs darauf, dass dieser ordnungsgemäß mithilfe des Stützarms befestigt und ausgerichtet ist. Andernfalls kann es zu einer unbeabsichtigten Unterbrechung des Patientenkreislaufs aufgrund von Schwingungskräften oder zur Ansammlung von Befeuchterkondensat in den Atemwegen des Patienten kommen.
- Falls Sie die Temperatursonde mit Alkohol reinigen, müssen Sie den Alkohol vollständig verdampfen lassen, bevor Sie die Sonde wieder in den Kreislauf einbauen. Ein Alkoholrückstand kann den Acryladapter schwächen und dazu führen, dass dieser bricht.
- Vor jedem Gebrauch des Beatmungsgeräts muss die ordnungsgemäße Funktion sorgfältig überprüft werden. Hinweise dazu finden Sie in Kapitel 4, „Funktionsprüfung und

Startprozeduren“. Die im Rahmen dieser Prozeduren getesteten Alarmfunktionen stellen sicher, dass das Gerät Zustände erkennt und meldet, die auf eine mögliche Gefährdung des Patienten hinweisen.

- Berühren Sie zunächst das äußere Metallgehäuse des Geräts, bevor Sie andere Komponenten berühren. Sie reduzieren so das Risiko einer möglichen Beschädigung von Komponenten aufgrund elektrostatischer Entladung.
- Wenn das Beatmungsgerät an einen Patienten angeschlossen ist, sollte ständig eine weitere Person anwesend sein, um auf Alarmsignale oder andere Störungen des Geräts sofort reagieren zu können.
- Die Einlassfilterkassetten für die Gasgemisch- und Lufteinlässe des Beatmungsgeräts müssen spätestens nach 500 Betriebsstunden ausgetauscht werden. Hinweise dazu finden Sie in Kapitel 6, „Wartung und Problembehebung“. Falls Filterkassetten nicht oder durch nicht zugelassene Kassetten ersetzt werden, kann dies zu Gesundheitsschäden beim Patienten und/oder einem Geräteschaden führen. Verwenden Sie ausschließlich Einlassfilterkassetten von CareFusion.
- Die neue Filterkassette muss wieder sicher verschraubt werden. Falsche oder lockere Befestigung kann zu Lecks und einem Herausrutschen des Kassettengehäuses führen. Das Beatmungsgerät FUNKTIONIERT NICHT, wenn das Kassettengehäuse nicht ordnungsgemäß eingesetzt ist.
- Die Abdeckungen des Steuergeräts, der Säule sowie aller anderen Komponenten des Beatmungsgeräts dürfen nicht vom Benutzer entfernt werden. Um Stromschläge zu vermeiden, wenden Sie sich bitte bei allen Wartungsarbeiten, die eine Demontage von Abdeckungen erfordern, an einen qualifizierten Servicetechniker für medizintechnische Geräte.
- Überprüfen Sie die Alarmgrenzwerte nach jeder ΔP -Änderung und stellen Sie diese gegebenenfalls erneut ein. Wenn die Oszillationsamplitude (ΔP) geändert wird, nachdem der Grenzwert eingestellt wurde, verändert sich der tatsächliche Grenzwert ein wenig in jene Richtung, in die die ΔP verändert wurde.
- Arbeiten zur Problembehebung am 3100A dürfen grundsätzlich nicht durchgeführt werden, solange der Patient mit dem Gerät verbunden ist. Dies ist erforderlich, um eine Gefährdung des Patienten (beispielsweise durch eine plötzliche Änderung des $\overline{P_{aw}}$) zu verhindern.
- Verwenden Sie keine fremden Beatmungskreiskomponenten (wie beispielsweise einen Absauganschluss) ohne eine zweite externe Alarmfunktion, die eine Trennung des Beatmungsgeräts erkennen kann. Aufgrund der Inline-Druckeigenschaften solcher Zusatzkomponenten kann die $\overline{P_{aw}}$ -Alarmfunktion eine unbeabsichtigte Unterbrechung des Beatmungskreislaufs möglicherweise nicht mehr korrekt erkennen.
- Geringe Konzentrationen von eingeatmetem Sauerstoff sollten mit einem Sauerstoffmonitor überprüft werden. Die Zufuhr zu großer Sauerstoffmengen kann möglicherweise schädlich für den Patienten sein. Es ist unbedingt erforderlich, dass die vorgeschriebene Gasmischung vom Mischsystem zur Verfügung gestellt wird.
- Die Wasservorlage muss in regelmäßigen Intervallen entleert werden. Hinweise dazu finden Sie in Kapitel 6, „Wartung und Problembehebung“. Lassen Sie während dem Betrieb des Beatmungsgeräts eine kleine Menge Wasser auf dem Boden des Wasservorlagenbehälters. Dies fungiert als Fluss- und Druckverschluss zwischen dem Beatmungsgerät und der Auslassöffnung des Ablaufes.
- Um Gesundheitsschäden des Patienten aufgrund einer Fehlfunktion des Befeuchters zu verhindern, muss der verwendete Befeuchter unbedingt den folgenden Anforderungen entsprechen:

(a) Thermisch abgesicherte Heizvorrichtung.

(b) Alarm bei überfülltem Wasserbehälter.

(c) Alarm bei zu gering befülltem Wasserbehälter.

(d) Alarm bei Leitungsbruch oder Kurzschluss an der Temperatursonde.

(e) Alarm bei Sondentemperaturen über 41 °C.

(f) Alarm bei Verrutschen der Temperatursonde.

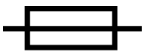
- Stellen Sie keinesfalls Behältnisse mit Flüssigkeiten, Zubehör mit einem Gewicht von über 5 kg oder Zubehör, das mehr als 15 cm nach oben oder seitlich über die Elektronikbaugruppen des Beatmungsgeräts hinausragt, auf das Steuergerät des Beatmungsgeräts. Andernfalls kann dies zu Schäden am Beatmungsgerät oder zum Umkippen des Geräts führen und so Gesundheitsschäden des Patienten, des Pflegepersonals und/oder weitere Geräteschäden verursachen.
- Überdrehen Sie die Schraube für die Kalibrierung des Patientenkreislaufs nicht, da das Gerät dadurch beschädigt werden kann. Kurz vor dem Erreichen des Einstellbereichendes trifft die Schraube auf einen mechanischen Anschlag auf.
- Achten Sie darauf, dass keine Flüssigkeiten in das Gehäuse des Beatmungsgeräts eindringen, da dies zum Ausfall des Geräts oder zu Funktionsstörungen führen kann.
- Verwenden Sie keine flüssigen Sterilisationsmittel an der Außenseite des Beatmungsgeräts, da dies Geräteschäden zur Folge haben kann.

VORSICHT: Laut US-Bundesgesetz darf dieses Gerät nur an einen Arzt bzw. auf Anordnung eines Arztes verkauft werden.

VORSICHT: Das Gerät ist nicht geeignet für die Verwendung in der Nähe von entzündbaren Anästhetika.

Wartungsarbeiten dürfen ausschließlich durch vom Hersteller geschultes Fachpersonal vorgenommen werden.

Symbole

Symbol	Compliance	Bedeutung
	Symbol Nr. 03-02 IEC 60878	ACHTUNG, bitte schlagen Sie in der DOKUMENTATION nach.
	Symbol Nr. 5016 IEC 60417	Dieses Symbol kennzeichnet eine SICHERUNG.
	Symbol Nr. 5019 IEC 60417 Symbol Nr. 01-20 IEC 60878	Dieses Symbol kennzeichnet eine SCHUTZERDUNG.
	Symbol Nr. 5333 IEC 60417 Symbol Nr. 02-03 IEC 60878	Dieses Symbol bezeichnet Geräte vom TYP B. Dabei handelt es sich um Geräte, die einen besonders hohen Schutz gegen Stromschläge bieten, insbesondere hinsichtlich zulässiger Kriechströme und der Zuverlässigkeit der Schutzerdableitung.
	Symbol Nr. 5032 IEC 60417 Symbol Nr. 01-14 IEC 30878	Dieses Symbol zeigt an, dass das Gerät für Wechselstrom geeignet ist.
	Symbol Nr. 5007 IEC 60417 Symbol Nr. 01-01 IEC 60878	Dieses Symbol kennzeichnet einen EINGESCHALTETEN Gerätezustand (Netzspannung).
	Symbol Nr. 5008 IEC 60417 Symbol Nr. 01-02 IEC 60878	Dieses Symbol kennzeichnet einen AUSGESCHALTETEN Gerätezustand (Netzspannung).
	CareFusion-Symbol	Positionssperre. Drehen im Uhrzeigersinn bewirkt Arretierung der Geräteoberseite. Drehen gegen den Uhrzeigersinn löst die Arretierung der Geräteoberseite, sodass der Geräteoberteil für bestmögliche Ansicht und Erreichbarkeit der Bedienelemente geschwenkt werden kann.
	CareFusion-Symbol	Dieses Symbol verweist darauf, dass das Produkt Phthalate enthält.

Absichtlich leer gelassen

Kapitel 1: Einführung, System- und Sicherheitsfunktionen

Systemdiagramme

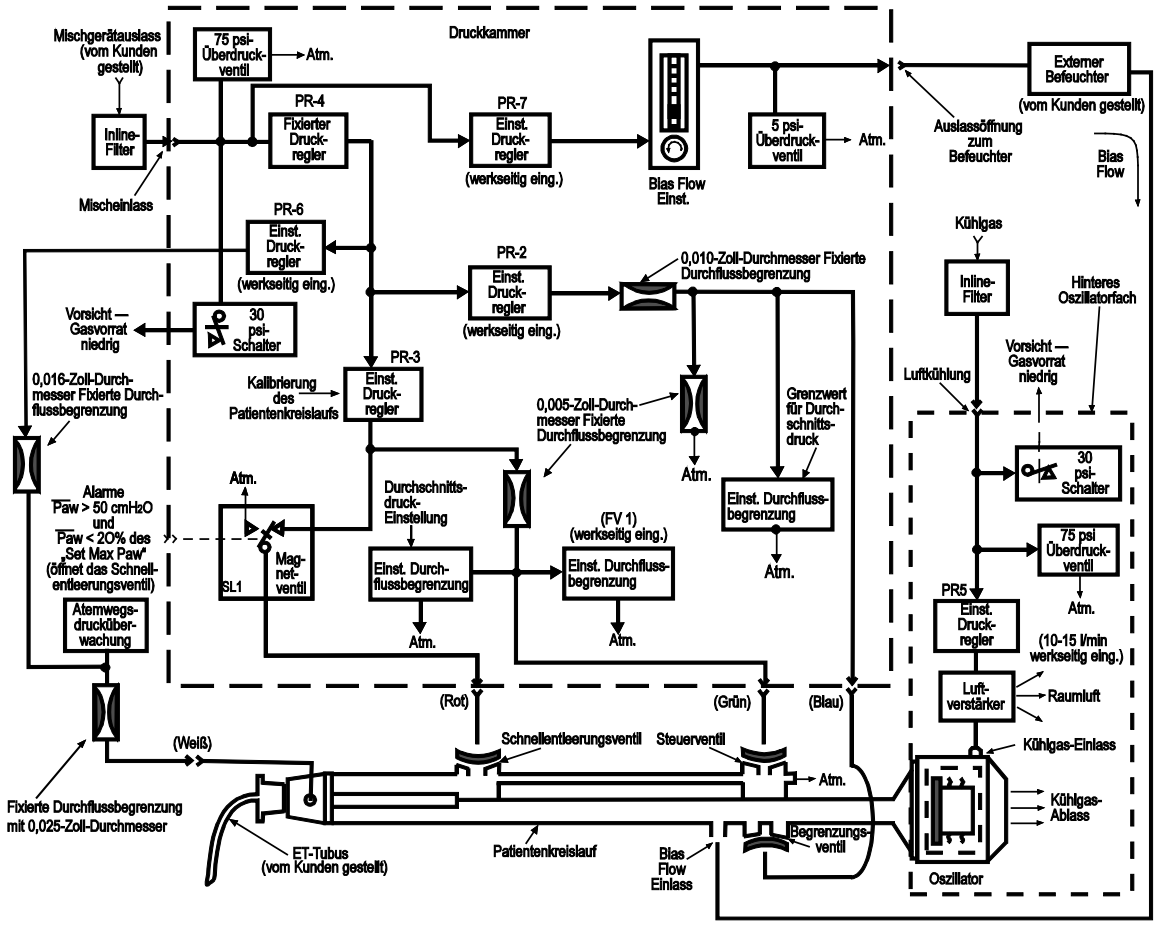


Abbildung 1.1. Drucksystem-Blockschaltbild für Teilnummer 770860

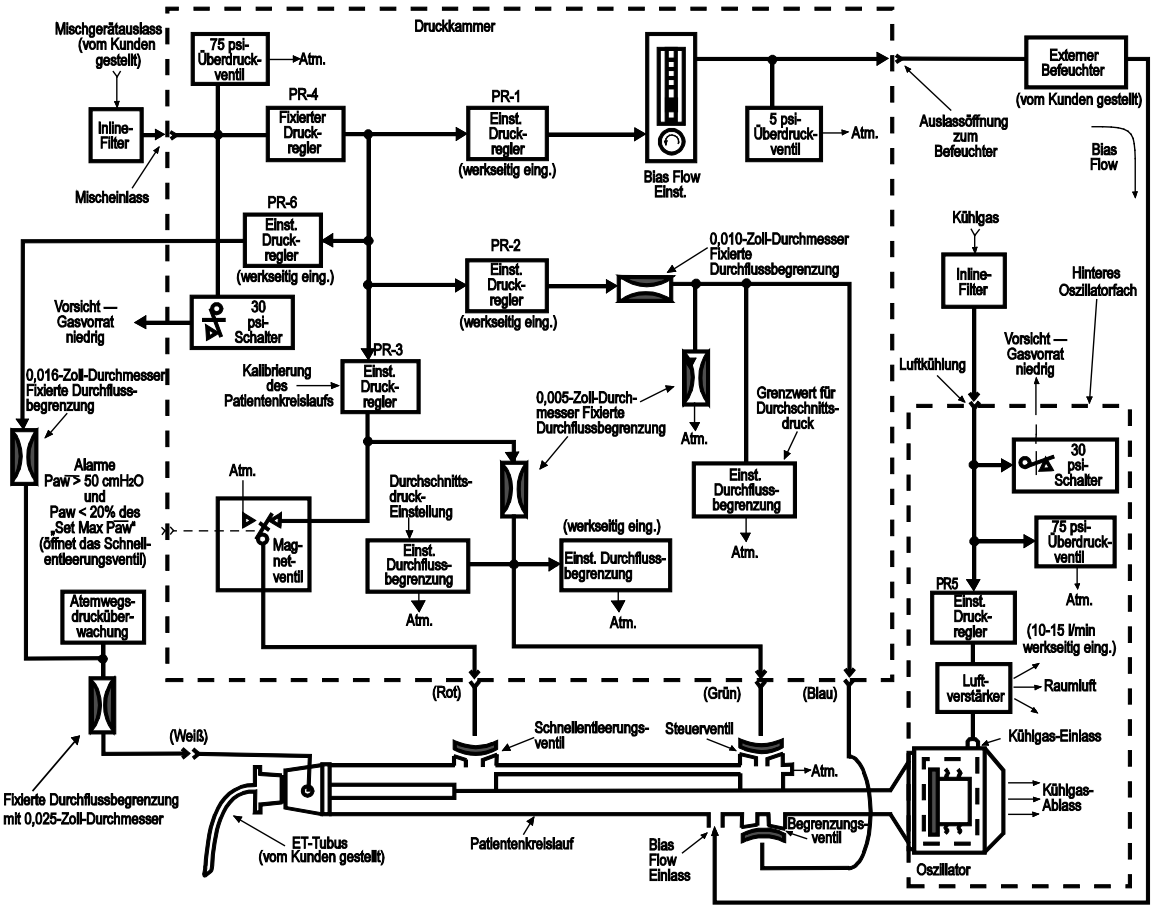


Abbildung 1.2. Drucksystem-Blockschaltbild für Teilnummer 766526

Einführung in das System 3100A

Das HFOV-System 3100A besteht aus acht zusammenhängenden Subsystemen. Sechs dieser Systeme sind bei der Auslieferung an den Kunden im Modell 3100A enthalten. Die anderen beiden müssen vom Kunden beigestellt werden.

Die beiden Subsysteme, die vom Kunden beigestellt werden müssen, sind:

- Ein externes Luft/Sauerstoff-Mischgerät
- Ein externer Befeuchter

Im Beatmungsgerät enthaltene Subsysteme:

- Das Drucklogik- und Drucksteuersystem.
- Der Patientenkreislauf.
- Das Oszillatorsystem.
- Das Atemwegsdruck-Überwachungssystem.
- Elektronische Steuerungen und Alarme.
- Elektrische Stromversorgung.

Externer Luft/Sauerstoff-Mischgerät

Das 3100A erfordert sowohl Sauerstoff- als auch Luftquellen. Diese Quellen speisen ein vom Kunden beigestelltes Luft/Sauerstoff-Mischgerät. Außerdem wird der Oszillator über die Luftquelle durch ein spezielles Drucksteuerungssystem gekühlt. Die Durchfluss-Anforderungen für das Mischgerät und die Luftkühlung des Oszillators werden in Anhang B, „Spezifikationen“, beschrieben.

VORSICHT

Geringe Konzentrationen von eingeatmetem Sauerstoff sollten mit einem Sauerstoffmonitor überprüft werden. Die Zuführung zu großer Sauerstoffmengen kann möglicherweise schädlich für den Patienten sein. Es ist unbedingt erforderlich, dass die vorgeschriebene Gasmischung vom Mischsystem zur Verfügung gestellt wird.

Externer Befeuchter

Obwohl er mit dem Patientenkreislauf zusammenarbeitet, wird der externe Befeuchter als eigenes Subsystem behandelt, da er vom Anwender hinzugefügt wird. Als Befeuchter *muss* ein speziell für den Einsatz bei Neugeborenen/pädiatrischen Patienten vorgesehener beheizter Befeuchter verwendet werden. Er muss einen Durchflussbereich von bis zu 40 l/min abdecken können. Die Temperatursteuerung ist sowohl im Closed Loop- als auch im Open Loop-Modus möglich, allerdings muss die proximale Atemwegsgastemperatur überwacht werden. Am Patientenkreislauf stehen zwei Anschlüsse für die Temperatursonde zur Verfügung. Diese werden später erläutert.

WARNUNG

Die proximale Atemwegsgastemperatur darf keinesfalls 41 °C überschreiten. Andernfalls können die oberen Atemwege des Patienten geschädigt werden.

VORSICHT

Um Gesundheitsschäden des Patienten aufgrund einer Fehlfunktion des Befeuchters zu verhindern, empfehlen wir dringend, dass der verwendete Befeuchter den folgenden Anforderungen entspricht:

a. Thermisch abgesicherte Heizvorrichtung
b. Alarm bei überfülltem Wasserbehälter
c. Alarm bei zu gering befülltem Wasserbehälter.
d. Alarm bei Leitungsunterbrechung oder Kurzschluss an der Temperatursonde.
e. Alarm bei Sondentemperaturen über 41 °C.
f. Alarm bei Verrutschen der Temperatursonde.

Das Anschließen des Befeuchters wird in Kapitel 2, „Montage und Inbetriebnahme“ näher erläutert. Zum Anschluss des 3/8-Zoll-Schlauchs zum und vom Befeuchter stehen zwei Standardadapter zur Verfügung.

Drucklogik- und Drucksteuersystem

Das Drucklogik- und Drucksteuerungssubsystem des 3100A wird vom Mischgerät durch ein DISS-Sauerstoff-Fitting mit einem komprimierten Gasgemisch versorgt. Zu diesem Subsystem gehören vier Drucksteuerungen:

- Bias Flow-Steuerung
- Bedienelement für Durchschnittsdruck
- Grenzwert für den Durchschnittsdruck
- Einstellung der Kalibrierung des Patientenkreislaufs

Bias Flow-Steuerung

Dieses Bedienelement stellt den Durchfluss des Gasgemisches ein, der kontinuierlich durch den Atemweg des Patienten läuft.

Einstellung des Durchschnittsdrucks

Dieses Bedienelement dient der Anpassung des durchschnittlichen Atemwegs-Druckpegels, dem die oszillatorische Wellenform überlagert wird. Diese durchschnittliche Atemwegsdruckeinstellung zusammen mit den Eigenschaften der oszillatorischen Wellenform bestimmen das Resultat $\overline{P_{aw}}$. Diese Steuerung bestimmt den Pegel der Steuerungsventilgrenzwerte des exspiratorischen Teils des Patientenkreislaufs (dies ist weiter unter „Patientenkreislauf“ beschrieben).

Grenzwert für den Durchschnittsdruck

Diese Steuerung bestimmt den begrenzenden proximalen $\overline{P_{aw}}$ im Patientenkreislauf-Subsystem. Diese Steuerung kommuniziert mit dem Druckbegrenzungsventil des Patientenkreislaufs durch eine Drucksteuerleitung (dies ist weiter unter „Patientenkreislauf“ beschrieben).

Einstellung der Kalibrierung des Patientenkreislaufs

Dieses Bedienelement ist mit einem Schraubendreher zu verstellen und dient der Einstellung des maximalen Durchschnittsdrucks, der bei einem bestimmten Patientenkreislauf unter festgelegten Bedingungen (siehe Kapitel 6, „Wartung und Problembehebung“) erreicht werden kann. Dieses Bedienelement wird nur dann verwendet, wenn ein neuer Patientenkreislauf angeschlossen oder die $\overline{P_{aw}}$-Steuerventilmembran des existierenden Patientenkreislaufs ausgetauscht wurde. Dieses Bedienelement ist erforderlich, da die Abmessungen und elastischen Eigenschaften der $\overline{P_{aw}}$-Steuerventilmembran mit dem Leitungsdruck des Steuerventils interagieren und so den Maximalwert für die Einstellung bestimmen.

VORSICHT

Überdrehen Sie die Schraube für die Kalibrierung des Patientenkreislaufs nicht, da das Gerät dadurch beschädigt wird. Kurz vor dem Erreichen des Einstellbereichendes trifft die Schraube auf einen mechanischen Anschlag auf.

Bereich, Auflösung und Genauigkeit der Drucksteuerungen sowie die Eigenschaften verschiedener Druckanschlüsse sind in Anhang B, „Spezifikationen“, beschrieben. In Kapitel 3, „Bedienelemente, Anzeigen und Anschlüsse“, werden die Funktionen jedes Bedienelements detailliert beschrieben.

WARNUNG

Kreislaufkomponenten dürfen nicht durch andere Komponenten ersetzt werden, da dies Gesundheitsschäden beim Patienten und/oder Anwender verursachen oder zu Betriebsstörungen führen kann. Der in diesem Handbuch beschriebene Patientenkreislauf wurde speziell für die Verwendung mit dem Modell 3100A HFOV entwickelt.

Patientenkreislauf

Im Patientenkreislauf werden drei Elemente kombiniert, die für die Beatmung des Patienten mit der HFOV-Technik erforderlich sind:

- Bias Flow/Druck,
- Druckoszillationen und
- Druckbegrenzung.

Der Patientenkreislauf wird hier in Abbildung 1.3 gezeigt und ist in Abbildung 1.1 schematisch dargestellt.

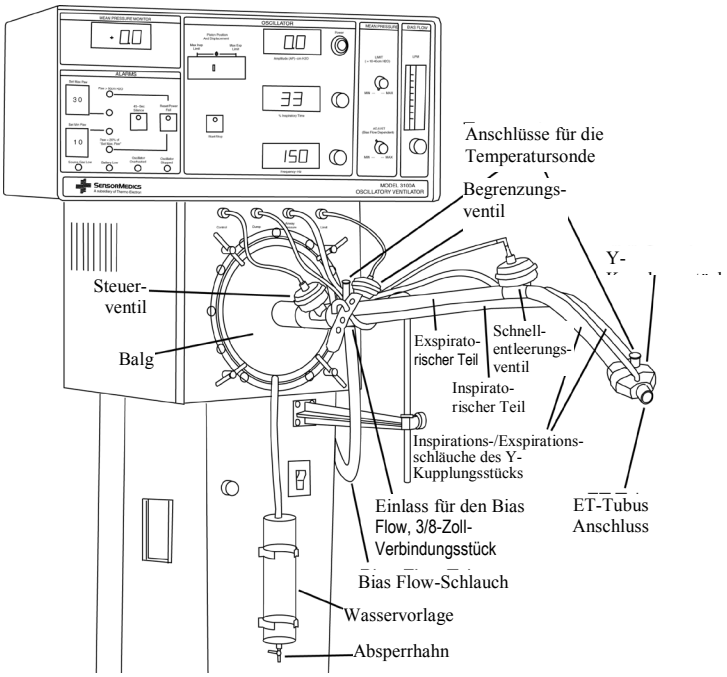


Abbildung 1.3. Detaildarstellung des Patientenkreislaufs

Während des normalen Betriebs fließt das angefeuchtete Bias-Gasgemisch von einem externen Befeuchter in den Bias Flow-Schlauch. Dieses Gas gelangt durch den inspiratorischen Teil des Patientenkreislaufs und durch das Y-Kupplungsstück in den exspiratorischen Teil des Patientenkreislaufs. Während es durch das Y-Kupplungsstück strömt, wird im frischen Gas Sauerstoff und Kohlendioxid an der Verbindung ET-Tubus/Patient ausgetauscht.

Die proximale druckmessende Leitung, bestehend aus einem 1/8-Zoll-PVC-Schlauch, läuft vom Y-Kupplungsstück über eine weiße Luer-Schottverschraubung neben dem Anschluss für den Patientenkreislauf bis zur Atemwegsdrucküberwachung. Das Drucksignal wird so verarbeitet, dass verschiedene Druckmessungen und Alarmzustände bestimmt werden können. Die Atemwegsdrucküberwachung und die Schläuche werden in einem folgenden Abschnitt beschrieben.

Über den exspiratorischen Teil gelangt das ausgetauschte Gas in das $\overline{P_{aw}}$-Steuerventil. Dieses Ventil ermöglicht zwei exspiratorische Durchflusswege. Der eine Weg ist eine verstellbare Verengung, die mithilfe der Steuerleitung des $\overline{P_{aw}}$-Steuerventils angesteuert wird und vom Drucklogik- und Drucksteuerungssubsystem bis zu einer grünen Luer-Schottverschraubung neben dem Anschluss für den Patientenkreislauf verläuft. Der andere Weg ist eine feste Öffnung, bei der ein minimaler Bias Flow im Patientenkreislauf aufrechterhalten werden muss, damit ein Durchfluss von frischem Bias-Gas unabhängig von der Einstellung des $\overline{P_{aw}}$-Steuerventils gewährleistet ist.

Wenn das $\overline{P_{aw}}$-Steuerventil verändert wird, wird der mittlere Atemwegsdruck an der Verbindung ET-Tubus/Patient angepasst, nachdem etwa fünf Systemzeitkonstanten abgelaufen sind. Dies geschieht jedoch nur, wenn der eingestellte Bias Flow und die eingestellten oszillatorischen Eigenschaften in diesem Zeitraum unverändert bleiben. Fünf Zeitkonstanten können von ca. einer bis hin zu 30 Sekunden variieren. Die Veränderung der Zeitkonstante verhält sich konstant zum $\overline{P_{aw}}$ und umgekehrt konstant zum Bias Flow.

Die jeweiligen Abmessungen und elastischen Eigenschaften der $\overline{P_{aw}}$-Steuerventilmembran interagieren mit dem Leitungsdruck des Steuerventils und bestimmen so den Maximalwert für die Einstellung. Am Bedienelement für die Kalibrierung des Patientenkreislaufs kann mithilfe eines Einstellers der maximale Durchschnittsdruck eingestellt werden, der bei einem bestimmten Patientenkreislauf unter festgelegten Bedingungen erreicht werden kann. Dieses Bedienelement wird nur dann verwendet, wenn ein neuer Patientenkreislauf angeschlossen oder die $\overline{P_{aw}}$-Steuerventilmembran des existierenden Patientenkreislaufs ausgetauscht wurde. Informationen zur gesamten Einrichtungsprozedur finden Sie in Kapitel 6, „Wartung und Problembehebung“.

Das Druckbegrenzungsventil begrenzt die $\overline{P_{aw}}$. Wenn ein außergewöhnlicher Betriebszustand eintritt oder der Durchschnittsdruck des Systems aufgrund einer ungewollten oder beabsichtigten Änderung der Einstellungen steigt, begrenzt dieses Ventil den mittleren proximalen Atemwegsdruck.

Sowohl das $\overline{P_{aw}}$-Steuerventil als auch das Druckbegrenzungsventil sind Tellerventile, die regelmäßig ausgetauscht werden müssen. Siehe Kapitel 6, „Wartung und Problembehebung“ zwecks Anweisungen zum Austausch.

Das Schnellentleerungsventil wird durch das elektronische und druckgesteuerte System nur aktiviert, wenn die folgenden Sicherheitsalarme aktiviert sind:

1. $\overline{P_{aw}}$ > 50 cmH_2O
2. $\overline{P_{aw}}$ < 20 % des „Set Max $\overline{P_{aw}}$“

Wenn das Schnellentleerungsventil aktiviert ist, öffnet es sich und der Patient kann Raumluft atmen. Wenn die Sicherheitsalarme aktiviert wurden, erlaubt dies dem Patienten, spontan bei Raumluft und normalem Luftdruck zu atmen. Im Notfall dient das Schnellentleerungsventil dazu, eine Verringerung des Herzminutenvolumens aufgrund eines anhaltend hohen Druckes im Patientenkreislauf oder Atelektasen aufgrund eines negativen Druckes im Patientenkreislauf zu verhindern.

Bei dem Schnellentleerungsventil handelt es sich um ein Tellerventil, das in den in Kapitel 6 angegebenen Abständen ausgetauscht werden muss.

Es stehen zwei Anschlüsse zur Verfügung, in die die Temperatursonde des externen Befeuchters eingesetzt werden kann. Ein Anschluss befindet sich neben dem Patienten-Y-Stück, der andere neben dem Druckbegrenzungsventil.

Die im Oszillator erzeugten Druckschwingungen werden durch den inspiratorischen Teil des Geräts weitergeleitet. Eine typische oszillatorische Wellenform des Atemwegsdrucks ist in Abbildung 1.4 dargestellt.

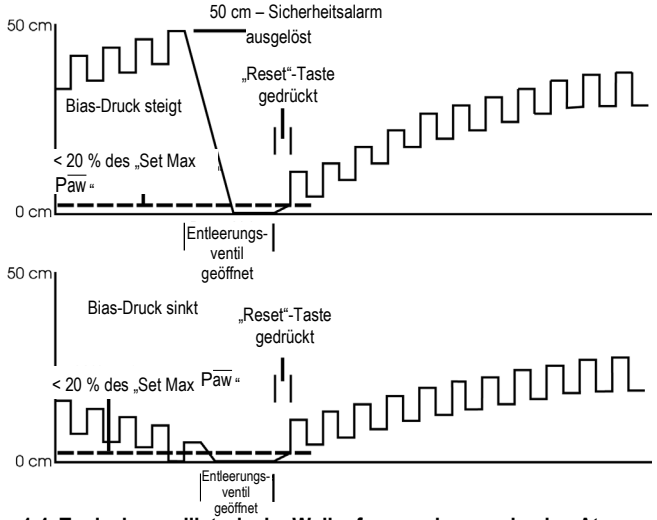


Abbildung 1.4. Typische oszillatorische Wellenformen des proximalen Atemwegsdrucks mit Aktivierung des Schnellentleerungsventils

In dieser Abbildung wird auch die Aktivierung des Schnellentleerungsventils aufgrund eines höher als 50 cmH_2O liegenden $\overline{Paw}$ oder aufgrund eines weniger als 20 % Set Max $\overline{Paw}$-Limits dargestellt.

VORSICHT

Die Wasservorlage muss in regelmäßigen Intervallen entleert werden. Hinweise dazu finden Sie in Kapitel 6, „Wartung und Problembehebung".

Die hier dargestellten Funktionen der Bedienelemente und der Sicherheitsalarme werden im Kapitel 3, „Bedienelemente, Anzeigen und Anschlüsse" näher behandelt. Die Montage des Patientenkreislaufs am dazugehörigen Montagearm und dessen Anschluss an das HFOV-System wird in Kapitel 2, „Montage und Inbetriebnahme", beschrieben.

Oszillator

Die Komponenten des Oszillators sind in Abbildung 1.5 dargestellt. Er besteht aus einem elektronischen Regelkreis (Rechteckwellentreiber), der einen Linearmotor antreibt, der wiederum eine Kolbenbaugruppe antreibt. Der Aufbau ist einem Lautsprecher mit Dauermagneten sehr ähnlich.

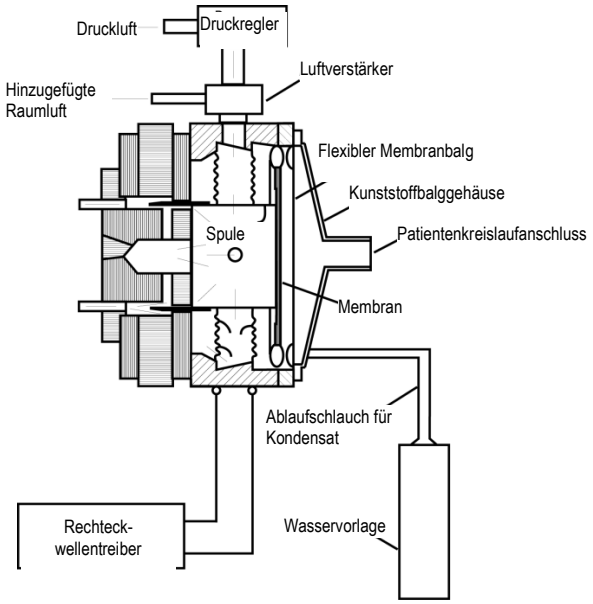


Abbildung 1.5. Detaildarstellung des Oszillators

Eine der wichtigsten Eigenschaften des oszillatorischen Subsystems ist, dass zwischen dem Dauermagneten und der elektrischen Spule kein physischer Kontakt besteht. Dieser wird durch Aufhängungen innerhalb des Dauermagnets verhindert. Dies führt zu einem sehr effizienten Oszillatorsystem mit einer Lebensdauer von mehr als 4.000 Stunden.

Wenn der Rechteckwellentreiber eine positive Polung besitzt, treibt er die elektrische Spule und den angeschlossenen Kolben vorwärts in Richtung des Patienten (Inspiration). Wenn die Polung negativ ist, treibt der Rechteckwellentreiber die elektrische Spule und den angeschlossenen Kolben in die entgegengesetzte Richtung (Exspiration).

Die Strecke, die der Kolben in beide Richtungen bewegt wird, wird von den folgenden Faktoren bestimmt:

- der Stärke der Wechselpolaritäts-Spannung, die auf die elektrische Spule wirkt,
- dem Patientenkreislaufdruck, der auf die Kolbenplatte trifft,
- die Gegenkraft der Kolbenspule, die vom Kolbenzentrierungssteuerung erzeugt wird,
- sowie der Frequenz der Rechteckwelle.

Die Spannung des Rechteckwellentreiberausgangs wird durch die Leistungssteuerung des elektronischen Kontroll- und Alarmsubsystems gesteuert.

Der maximale Kolbenhub in der Inspirations- und Exspirationsrichtung wird durch zwei mechanische Anschläge bestimmt. Der maximale Kolbenhub ist durch diese Anschläge auf etwa 365 ml festgelegt. Ein Infrarot-Sensor wird verwendet, um den Ausschlag des Kolbenkopfes zwischen den mechanischen Anschlägen zu verfolgen und in einem Balkendiagramm am Frontpanel des elektronischen Kontroll- und Alarmsubsystems anzuzeigen. Ein Bedienelement an diesem Subsystem bestimmt auch die Frequenz der Oszillationen.

Der Wert „% Inspiratory Time“ wird mithilfe eines weiteren Bedienelements des elektronischen Steuerungs- und Alarmsubsystems festgelegt. Mit diesem Bedienelement wird die Dauer der vom Rechteckwellentreiber ausgehenden, aufeinanderfolgenden Spannungen mit positiver und negativer Polarität festgelegt, die die elektrische Spule und den Kolben antreiben.

Wie zuvor bereits erwähnt, wird der Hub der elektrischen Spule und des Kolbens durch die Stärke der auf die elektrische Spule wirkenden Spannung bestimmt. Die Gesamtzeit eines solchen Hubs beträgt nur einige Millisekunden. Daher bleibt der Kolben bei niedrigen Oszillationsfrequenzen für die meiste Zeit dieser bestimmten Respirationsphase (inspiratorische oder exspiratorische Phase) in seiner maximalen Hubposition.

Wenn die Oszillationsfrequenz steigt, steigt auch der Prozentsatz der Zeit (der elektrischen Spule und des Kolbens) in der maximalen Hubposition an der gesamten Dauer der Respirationsphase. Obwohl die Frequenz genau durch die Bedingungen im Patientenkreislauf bestimmt ist, können, wenn diese steigt, die elektrische Spule und der Kolben den vollen Hub nicht vollenden, bevor der Rechteckwellentreiber seine Polung und somit die Hubrichtung ändert. Somit wird die Ausschlagweite des Oszillatorkolbens verringert, wenn die Oszillationsfrequenz steigt.

Ausführliche Informationen zu Bereich, Auflösung und Genauigkeit der verschiedenen Bedienelemente, die das Oszillator-Subsystem beeinflussen, finden Sie in Anhang 3, „Spezifikationen“. Eine vollständige Beschreibung zur Verwendung dieser Bedienelemente finden Sie in Kapitel 3, „Bedienelemente, Anzeigen und Anschlüsse“.

Da der größte Teil des Oszillators aus einem Linearmotor besteht, muss die elektrische Spule gekühlt werden. Beim Modell 3100A erfolgt die Kühlung über einen Luftstrom aus einem standard-mäßigen Gasversorgungswandanschluss mit 50 psig. Innerhalb des Oszillator-Subsystems wird der Luftstrom mit 15 l/min einem Venturi-Luftverstärker zugeleitet, der dem Luftstrom etwa 45 l/min Raumluft hinzufügt, sodass die Spule mit etwa 60 l/min Kühlluft gekühlt wird.

Im Oszillator ist eine thermische Sicherung integriert, die bei Ausfall des Kühlsystems und einer entsprechenden Überhitzung den Oszillator ausschaltet. Würde der Oszillator bei einer solchen Betriebsstörung nicht automatisch ausgeschaltet werden, könnte dies eine Zerstörung der

Aufhängung der Oszillatorspule zur Folge haben. Die thermische Sicherung verwendet einen Heißleiter auf der Oszillatorspule, um einen Temperaturanstieg zu erkennen. Wenn die Temperatur der Spule auf über 190 °C ansteigt, wird der Oszillator automatisch abgeschaltet.

Bevor der Oszillator wegen Überhitzung abgeschaltet wird, erhält der Anwender die Meldung, dass die Spule zu heiß wird. Zur Warnung leuchtet eine gelbe LED am Frontpanel des Steuergeräts, wenn die Temperatur der Spule etwa 175 °C erreicht.

Atemwegsdrucküberwachung

Die Atemwegsdrucküberwachung ist ein wichtiges Subsystem innerhalb des Modells 3100A HFOV. Die meisten Sicherheits- und Warnalarme sind von den Durchschnittsdruckbestimmungen der Atemwegsdrucküberwachung abhängig.

Die Atemwegsdrucküberwachung erkennt den Druck im Patientenkreislauf durch einen 1/8-Zoll-Schlauch, der vom „Y"-Kupplungsstück im Patientenkreislauf zum Atemwegsdrucküberwachungstransducer führt. Ein geringer Durchfluss von 500 ml/min an trockenem Gasgemisch wird konstant vom 3100A an das Patienten-Y-Stück geliefert, damit Wasserdampf diesen Flussweg zur Druckmessung auch nicht teilweise behindert.

WARNUNG
Die in Kapitel 6 beschriebenen, empfohlenen Wartungsarbeiten an der Atemwegsdrucküberwachung müssen durchgeführt werden, da dies andernfalls Gesundheitsschäden für Patienten und/oder Bedienpersonal sowie Geräteschäden zur Folge haben kann.

Die Atemwegsdrucküberwachung verarbeitet die einzelnen Atemwegsdruckmessungen des Transducers und leitet daraus die folgenden Werte ab:

1. Mittlerer Atemwegsdruck ($\overline{Paw}$)
2. Die Differenz zwischen dem maximalen und dem minimalen Oszillationsdruck (ΔP)

Der mittlere Atemwegsdruck ist im Wesentlichen das arithmetische Mittel der Atemwegsdruckmessungen. Es wird dadurch erhalten, dass das momentane Drucksignal mit einem Tiefpassfilter mit Gleichstrom bis 0,5 Hz gefiltert wird.

Der Messwert ΔP wird erhalten, indem der minimale Oszillationsdruck vom maximalen Oszillationsdruck subtrahiert wird.

Spezifikationen der Atemwegsdrucküberwachung sind in Anhang B aufgeführt. Eine ausführliche Beschreibung der Verwendung der Bedienelemente und Anzeigen ist in Kapitel 3 enthalten.

Elektronische Bedienelemente und Alarme

Dieses Subsystem enthält die Bedienelemente und Alarmfunktionen des Oszillator-Subsystems. Es besteht aus unterschiedlichen Stromkreisen und logischen Elementen. In diesem System werden Informationen von der Atemwegsdrucküberwachung integriert, damit die für den Patienten sicherste Reaktion erfolgen kann. Es verwendet diese Informationen, um die Aktivität des Oszillator-Subsystems und das Drucklogik- und Drucksteuerungssubsystem zu koordinieren.

Die folgenden Bedienelemente des Oszillators gehören zum elektronischen Kontroll- und Alarmsubsystem:

1. Leistung
2. Anzeige für % Inspirationszeit
3. Frequenz – Hz
4. Start/Stopp

Der Betrieb und die Verwendung dieser Bedienelemente wird in Kapitel 3, „Bedienelemente“, ausführlich beschrieben.

Das Subsystem enthält außerdem die folgenden Anzeigen, über die der Status des Oszillator-Subsystems angezeigt wird:

1. Balkendiagramm der Kolbenposition und Hubanzeige
2. Start/Stopp-LED
3. ΔP-Digitalanzeige
4. % Inspirationszeit, Digitalanzeige
5. Frequenz, Digitalanzeige

In Kapitel 3 wird genau beschrieben, wie diese Anzeigen mit dem Oszillator-Subsystem koordiniert werden.

Folgende Bedienelemente für die Alarmeinstellung gehören in diesen Abschnitt:

1. Max. $\overline{P_{aw}}$ überschritten, Einstellrad und LED
2. Min. $\overline{P_{aw}}$ überschritten, Einstellrad und LED
3. $\overline{P_{aw}}$ > 50-cmH_2O-LED
4. $\overline{P_{aw}}$ < 20 % von „Set Max $\overline{P_{aw}}$“
5. Taste und LED für 45-s-Stummschaltung
6. „Reset“-Taste
7. Batteriespannung niedrig, LED
8. Gasversorgung niedrig, LED
9. Oszillator überhitzt, LED
10. Oszillator angehalten, LED
11. Stromausfall, LED

Der Bereich, die Auflösung und die Genauigkeit dieser Alarmfunktionen sind ausführlich in Anhang B aufgeführt. Eine ausführliche Beschreibung der Verwendung dieser Alarme, Bedienelemente und Anzeigen ist in Kapitel 3 enthalten.

Die Funktion dieser Alarme wird durch Eingänge von der Atemwegsdrucküberwachung, vom Oszillator-Subsystem und vom Drucklogik- und Drucksteuerungssubsystem beeinflusst.

Stromversorgung

Die Stromversorgung konvertiert die Wechselstromnetzspannung in Gleichstromspannung, die für die Stromversorgung des elektronischen Kontroll- und Alarmsubsystems, der Atemwegs-drucküberwachung und des Oszillator-Subsystems erforderlich ist.

Ausführliche Spezifikationen sind in Anhang B aufgeführt. Wartungsverfahren werden in Kapitel 6 beschrieben.

Sicherheitsfunktionen

Das System Modell 3100A HFOV wurde mit zahlreichen Sicherheitsfunktionen ausgestattet, um sowohl Gesundheitsschäden des Patienten als auch Geräteschäden zu vermeiden. Diese Sicherheitsfunktionen sind in die unterschiedlichen Subsysteme integriert.

1. Warnalarme
2. Sicherheitsalarme
3. Stromausfallalarm
4. Alarm, dass der Oszillator angehalten wurde
5. Hinweisalarme

6. Ansprechen der thermischen Sicherung des Oszillators
7. Wasservorlage für Kondenswasser
8. Druckausgleichsventile, um das Gerät vor Schäden durch Überdruck zu schützen
9. Oszillator-Startlogik, um zu verhindern, dass dem Patienten ein übermäßig hoher oder niedriger Oszillationsdruck verabreicht wird

Warnalarme

Es gibt zwei Warnalarme. Dies sind die Einstellungen und Anzeigen für Max. $P\overline{aw}$ und Min. $P\overline{aw}$ Überschritten. Diese Alarme werden automatisch zurückgesetzt, wenn die Alarmursache behoben wurde. Dies wird durch rote LEDs und einen modulierten 3-kHz-Ton angezeigt. Das Gerät reagiert nicht, der Anwender muss jedoch eingreifen.

Sicherheitsalarme

Die Sicherheitsalarme bestehen aus den Alarmen $P\overline{aw}$ > 50 cmH_20 und $P\overline{aw}$ < 20 % der „Set Max $P\overline{aw}$ ". Sie werden genauso wie die oben beschriebenen Warnalarme angezeigt. Wenn einer dieser $P\overline{aw}$-Alarme aktiviert ist, wird der Oszillator angehalten (der Bias Flow wird fortgesetzt), und das Schnellentleerungsventil wird geöffnet, sodass normaler Luftdruck in den Patientenkreislauf gelangt. Der Alarm $P\overline{aw}$ > 50cmH_2O kann nur zurückgesetzt werden, indem die Taste „Reset" gedrückt wird, nachdem der Hochdruckzustand behoben wurde. Der Alarm $P\overline{aw}$ < 20% des „Set Max $P\overline{aw}$ " wird sofort rückgesetzt, nachdem der Niederdruckzustand behoben wurde. Der Alarm $P\overline{aw}$ > 50cmH_2O ist voreingestellt, jedoch beträgt die Alarmeinstellung $P\overline{aw}$ < 20 % des „Set Max $P\overline{aw}$ " stets 20 % des Pegels der Warnalarm-Einstellradeinstellung Max. $P\overline{aw}$ Überschritten.

Stromausfallalarm

Wenn der Stromausfallalarm aktiviert ist, leuchtet lediglich eine rote LED, und ein modulierter 3-kHz-Ton wird ausgegeben. Der Stromausfallalarm kann durch Drücken der „Reset"-Taste zurückgesetzt werden, egal ob die Alarmursache behoben wurde (Trennung von der Stromquelle oder ungeeignete Stromversorgung des elektronischen Steuerungs- und Alarmsubsystems) oder nicht. Um den Oszillator erneut zu starten, muss die „Start/Stopp"-Taste gedrückt werden. Wenn die „Reset"-Taste gedrückt wird, ist es normal, dass die LED-Anzeige „Battery Low" leuchtet.

Hinweisalarme

Die Hinweisalarme aktivieren nur eine gelbe LED; es ertönt kein akustisches Alarmsignal. Es gibt folgende Hinweisalarme: Niedriger Ladezustand der Batterie, Gasversorgung niedrig, Oszillator überhitzt und Alarmstummschaltung für 45 s. Die Hinweisalarme, die einen niedrigen Ladezustand der Batterie, eine niedrige Gasversorgung oder eine Überhitzung des Oszillators anzeigen, können nur zurückgesetzt werden, wenn die Alarmursache durch den Anwender behoben wurde. Die Anzeige „45-Sec Silence" leuchtet für die Dauer von 45 Sekunden, während der Alarm stumm geschaltet wird. Während dieser 45 Sekunden werden alle akustischen Alarmsignale unabhängig von der Alarmursache stumm geschaltet. Alle visuellen Alarmanzeigen zeigen weiter normal an.

Alarm Oszillator angehalten

Der Alarm „Oszillator angehalten" (Oscillator Stopped) wird ausgelöst, wenn ΔP < 5 bis 7 cmH_2O. Eine rote LED leuchtet und ein 3-kHz-Ton ertönt. Das Beatmungsgerät greift nicht ein und der Alarm wird automatisch zurückgesetzt, sobald die Alarmursache behoben wurde. Bitte beachten Sie, dass der Oszillator in Betrieb sein kann, die Resultante ΔP jedoch niedriger als 5 bis 7 cmH_2O liegt. Wenn der Oszillator durch Drücken der „Start/Stopp"-Taste abgeschaltet wird, wird auch der Alarm „Oszillator angehalten" (Oscillator Stopped) deaktiviert.

WARNUNG

Ein akustischer Alarm deutet auf einen für den Patienten eventuell gesundheitsschädlichen Betriebszustand hin und darf keinesfalls unbeachtet bleiben. Falls Alarme unbeachtet bleiben, kann dies zu Gesundheitsschäden (bis hin zum Tod) des Patienten und /oder einem Geräteschaden führen.

VORSICHT

Ist das Beatmungsgerät an einen Patienten angeschlossen, muss rund um die Uhr Pflegepersonal zur Verfügung stehen, um auf Alarmmeldungen oder Gerätestörungen sofort reagieren zu können.

Thermische Sicherung

Eine thermische Sicherung wurde in das Oszillator-Subsystem integriert. Diese schaltet den Oszillator automatisch ab, wenn eine Überhitzung auftritt. Würde der Oszillator in einem solchen Fall nicht abgeschaltet, so könnte die Überhitzung eine Zerstörung der Aufhängungen der Oszillatorspule zur Folge haben. Die thermische Sicherung verwendet einen Heißleiter auf der Oszillatorspule, um einen Temperaturanstieg zu erkennen. Wenn die Temperatur der Spule auf über 190 °C ansteigt, wird der Oszillator automatisch abgeschaltet.

Bevor der Oszillator wegen Überhitzung abgeschaltet wird, erhält der Anwender die Meldung, dass die Spule zu heiß wird. Zur Warnung leuchtet eine gelbe LED am Frontpanel des Steuergeräts, wenn die Temperatur der Spule etwa 175 °C erreicht.

Wasservorlage

Das Oszillator-Subsystem enthält auch eine Wasservorlage, die Kondenswasser vom Patientenkreislauf fern hält. Die Wasservorlage kann, wie in Kapitel 6, „Wartung und Problembehebung“, beschrieben, leicht geleert werden.

VORSICHT

Die Wasservorlage muss in regelmäßigen Intervallen entleert werden. Hinweise dazu finden Sie in Kapitel 6, „Wartung und Problembehebung“. Lassen Sie während dem Betrieb des Beatmungsgerätes eine kleine Menge Wasser auf dem Boden des Wasservorlagenbehälters. Dies fungiert als Fluss- und Druckverschluss zwischen dem Beatmungsgerät und der Auslassöffnung des Ablaufes.

Druckausgleichsventile

Die mechanischen Druckausgleichsventile schützen das Gerät vor Schäden. Ein mechanisches 75-psig-Ausgleichsventil schützt die Einlassöffnung des Gemischventils („Inlet from Blender“) und die Einlassöffnung für die Luftkühlung („Air Cooling Inlet“). Die Auslassöffnung zum Befeuchter („Outlet to Humidifier“) wird durch ein mechanisches 5-psig-Ausgleichsventil geschützt. Diese Ventile funktionieren immer, egal ob das Modell 3100A HFOV elektrisch versorgt wird oder nicht.

Oszillator-Start

Der Oszillator startet nicht, wenn die Bedienelemente nicht in der richtigen Reihenfolge verwendet bzw. nicht für den richtigen Bereich eingestellt sind. Die Startprozedur wird in Kapitel 4, „Funktionsprüfung und Startprozeduren“ beschrieben.

Kapitel 2: Montage und Installation

Dieses Kapitel behandelt das Auspacken, die Montage und Installation des HFOV-Systems 3100A.

Auspacken

Das Modell 3100A HFOV wird in einer Kiste, in der das Gerät (vormontiertes Steuergerät, Säule und Fußgestell) enthalten ist, und in mehreren kleinen Kartons mit folgendem Inhalt geliefert:

- Stützarm für den Patientenkreislauf und Gestell.
- Vier vollständige Patientenkreisläufe, in drei Segmente aufgeteilt und in vier pro Karton verpackt.
- Ein- und Ausgangsschläuche und Adapter für den Befeuchter.
- Ein Karton mit zehn Reserveeinlassfilterkassetten für Gasgemisch und Lufteinlass.
- Bedienungsanleitung.
- Adapter für die Montagestütze des Befeuchters.

Wenn Sie beim Auspacken des Beatmungsgeräts feststellen, dass Schäden vorliegen oder Teile fehlen, wenden Sie sich bitte an die Kundendienst-Hotline von CareFusion. Die entsprechenden Rufnummern sind in Anhang A aufgeführt.

Montage

VORSICHT

Abweichungen von den hier beschriebenen Montageanweisungen können zu einer Beschädigung oder Fehlfunktion des 3100A führen. Sollten hinsichtlich der Montage Fragen auftreten, wenden Sie sich bitte sofort an den technischen Kundendienst von CareFusion, bevor Sie fortfahren.

Das Steuergerät, die Säule und das Fußgestell sind werkseitig vormontiert. Diese vorsichtig aus den Versandkartons nehmen und auf einer flachen und ebenen Oberfläche abstellen. Die Verriegelungsräder verriegeln.

Atemkreislaufstützarm

Montieren Sie den Stützarm für den Patientenkreislauf mithilfe eines flachen Schraubendrehers am Stützarm für den Patientenkreislauf, bevor Sie den Patientenkreislauf anschließen.

Befestigen Sie die vertikal einstellbare Stange am Ende des Stützarms, sodass der Haupttubus des Patientenkreislaufs an das gebogene Ende der Stange gehalten wird. Drehen Sie die Befestigungsschrauben fest, damit die Stange in der gewünschten Höhe gesichert wird.

Anmerkung

Die Ausrichtung des Patientenkreislaufs kann ebenso durch eine Lockerung der Befestigungsschrauben an der Stange geändert werden. Er kann dann nach oben oder unten verschoben werden. ***An dieser Stelle soll noch einmal darauf hingewiesen werden, dass die Befestigungsschrauben immer wieder festgedreht werden müssen****.*

VORSICHT

Achten Sie beim Anschließen des Patientenkreislaufs darauf, dass dieser richtig mithilfe des Stützarms befestigt ist. Andernfalls kann es zu einer unbeabsichtigten Unterbrechung des Patientenkreislaufs aufgrund von Schwingungskräften oder zur Ansammlung von Befeuchterkondensat in den Atemwegen des Patienten kommen.

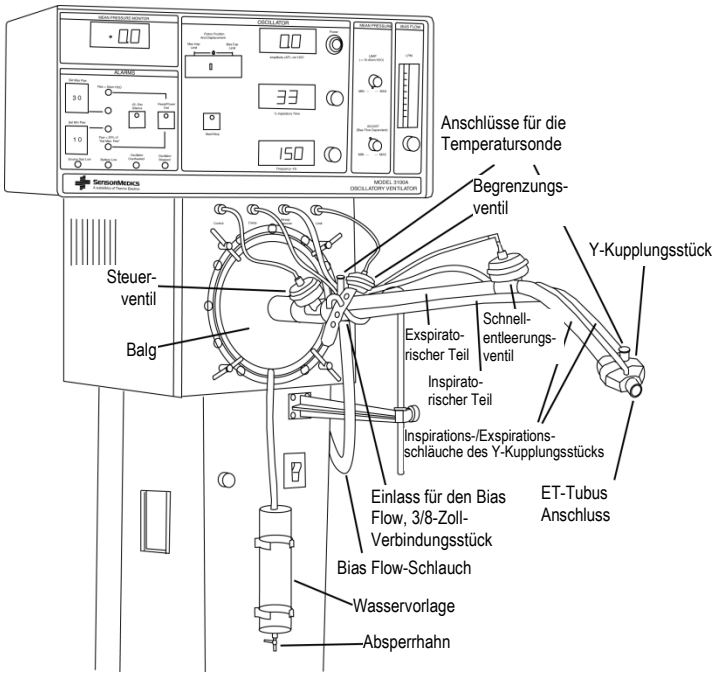


Abbildung 2.1. Detaildarstellung des Patientenkreislaufs

Montage des Patientenkreislaufs

Bei der Montage des Patientenkreislaufs die Abbildung 2.1 verwenden.

1. Schließen Sie den Patientenkreislauf an die Baugruppe Balg/Wasservorlage an und befestigen Sie die drei identischen Kappen/Membran-Baugruppen an den drei Ventilkörpern, die sich am Patientenkreislauf befinden.
2. Befestigen Sie als nächstes den montierten Patientenkreislauf mithilfe der vier fest angebrachten um 1/4 drehbaren Kreuzgriffschrauben an der Vorderseite des Oszillatorfachs.
3. Befestigen Sie die mit Farben gekennzeichneten Schläuche an den entsprechenden Ventilklappen, indem sie nach dem folgenden Schema der Farbkennzeichnung vorgehen:

Farbe der Leitung	Wird montiert an
Blau	$\overline{Paw}$ Begrenzungsventil
Grün	$\overline{Paw}$ Steuerventil
Rot	Schnellentleerungsventil
Durchsichtig	$\overline{Paw}$ Sensoranschluss

Die unterschiedlichen Längen und Farbkennzeichnungen der Schläuche und die Anordnung der Ventile im Patientenkreislauf sind so konzipiert, dass die Wahrscheinlichkeit einer falschen Verbindung sehr gering ist.

VORSICHT

Seien Sie während der Montage und während des Betriebs des Beatmungsgeräts besonders vorsichtig im Umgang mit den Steuer- und Sensorleitungen (vom und zum Patientenkreislauf). Quetschungen oder Perforationen dieser Leitungen können eine Fehlfunktion der Sicherheitsalarme, Warnalarme, Hinweisalarme und/oder Drucklimitkontrollen zur Folge haben.

4. Schließen Sie dann die fest am Y-Stück des Patientenkreislaufs angebrachte 1/8-Zoll-PVC-Druckmessleitung an die Luer-Schottverschraubung mit der Bezeichnung „Airway Pressure" an.
5. Setzen Sie zum Schluss die Temperatursonde des Befeuchters in den konisch zulaufenden Anschluss neben dem Patienten-Y-Stück ein. Bitte beachten Sie, dass sich der gleiche Anschluss mit einem herausnehmbaren Stopfen auch auf der gegenüberliegenden Seite des Patientenkreislaufs befindet. Die alternative Anbringung für die Temperatursonde dient zur Verwendung bei Patienten, die sich in einem Isolette-Inkubator befinden. Verschließen Sie den jeweils nicht genutzten Anschluss mit einem Stopfen.

VORSICHT

Falls Sie die Temperatursonde mit Alkohol reinigen, müssen Sie den Alkohol vollständig verdampfen lassen, bevor Sie die Sonde wieder in den Kreislauf einsetzen. Ein Alkoholrückstand kann den Acryladapter schwächen und dazu führen, dass dieser bricht.

Anmerkung

Verschließen Sie stets den jeweils nicht genutzten Anschluss mit dem mitgelieferten Stopfen. Andernfalls entsteht eine Leckage, die so groß ist, dass der minimale $\overline{P_{aw}}$, der zum Starten des Oszillators erforderlich ist, nicht erreicht werden kann.

Stellen Sie die Stange des Gestells, wie oben beschrieben, so ein, dass der Patientenkreislauf in der richtigen Höhe bleibt und richtig ausgerichtet ist. Wenn der Patientenkreislauf korrekt ausgerichtet ist, kann das Kondensat nach unten fließen und sich in der an der Säule montierten Wasservorlage sammeln.

WARNUNG

Nicht versuchen, eine andere Patientenkreislaufkonfiguration zu verwenden. Andernfalls können der Patient und/oder der Anwender verletzt bzw. das Gerät beschädigt werden. Der in diesem Handbuch beschriebene Patientenkreislauf wurde speziell für die Verwendung mit dem Modell 3100A HFOV entwickelt.

Einbau des Mischgeräts und Befeuchters in das System

Ein externes Luft/Sauerstoff-Mischgerät und einen externen Befeuchter im System integrieren. Diese Geräte mit den mitgelieferten Anschlüssen am Patientenkreislauf anbringen. Dabei die Abbildungen 2.1 und 2.0 als Richtlinie verwenden. Dabei müssen die folgenden Verbindungen hergestellt werden:

Gerät	Eingang/Eingänge von	Ausgang zu
Luft/Sauerstoff-Mischgerät	(a) DISS-Anschluss der Krankenhaus-Luftversorgung (b) DISS-Anschluss der Krankenhaus-Sauerstoffversorgung	DISS-Anschluss „INLET FROM BLENDER" (EINLASS VOM MISCHGERÄT) an der Rückseite des Steuergeräts

Befeuchter	3/8-Zoll-Steckfitting „OUTLET TO HUMIDIFIER“ (AUSLASS ZUM BEFEUCHTER) an der Rückseite des Steuergeräts	3/8-Zoll-Fitting des Bias Flow-Anschlusses des Patientenkreislaufs

Es gibt eine weitere Verbindung vom DISS-Luftanschluss des Krankenhauses zum DISS-Luftanschluss an der Säule, der mit „AIR COOLING“ gekennzeichnet ist.

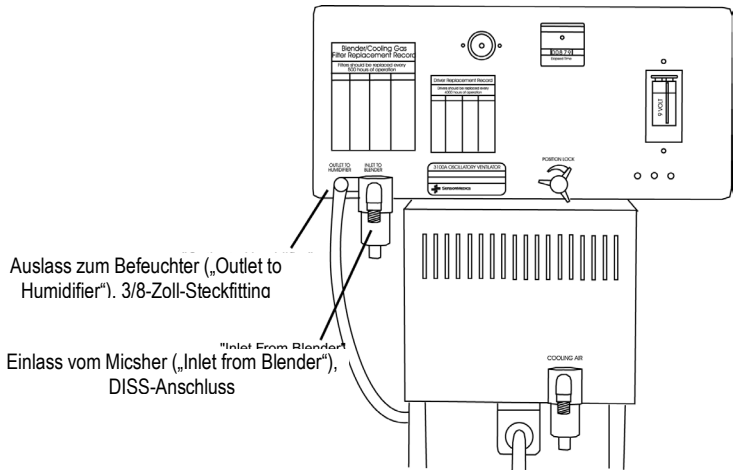

Auslass zum Befeuchter („Outlet to Humidifier“), 3/8-Zoll-Steckfitting
Einlass vom Micsher („Inlet from Blender“), DISS-Anschluss
COOLING AIR

Abbildung 2.2. Anschlüsse an der Rückseite

WARNUNG

Der im Lieferumfang des Patientenkreislaufs enthaltene Bias Flow-Tubus darf nicht gekürzt werden, da dies durch Verminderung des Oszillationsdrucks aufgrund größerer Nähe zum Befeuchtergefäßvolumen eine Reduzierung des Maximalwerts für ΔP zur Folge haben kann.

VORSICHT

Die Einlassfilterkassetten für die Gasgemisch- und Lufteinlässe des Beatmungsgeräts müssen spätestens nach 500 Betriebsstunden ausgetauscht werden. Hinweise dazu finden Sie in Kapitel 6, „Wartung und Problembehebung“. Falls Filterkassetten nicht oder durch nicht zugelassene Kassetten ersetzt werden, kann dies zu Gesundheitsschäden des Patienten und/oder einem Geräteschaden führen. Verwenden Sie ausschließlich Kassetten von CareFusion (Teilenr. 767163, Paket mit 10 Stück).

Verwenden Sie zum Anschließen des Modells 3100A eine geeignete Steckdose mit einer minimalen Leistung, die mit der in Anhang B, „Spezifikationen“, beschriebenen Leistung für HFOV kompatibel ist.

WARNUNG

Unterbrechen Sie unter keinen Umständen den Anschluss des Schutzleiters (Schutzerdung). Dies kann zu Schäden am Gerät oder an angeschlossenem Zubehör, sowie Gesundheitsschäden beim Patienten oder beim Betriebspersonal führen. Das Gerät ist werkseitig mit einem kliniküblichen Wechselstromanschluss ausgerüstet. Eine zuverlässige Schutzerdung ist nur dann gewährleistet, wenn das Gerät mit einer Steckdose verbunden ist, die gemäß den gültigen Klinikrichtlinien installiert und geprüft wurde.

VORSICHT

Vor jedem Gebrauch des Beatmungsgeräts muss die ordnungsgemäße Funktion sorgfältig überprüft werden. Hinweise dazu finden Sie in Kapitel 4, „Funktionsprüfung und Startprozeduren".

WARNUNG

In einem Umkreis von ca. 6 Metern um das Gerät dürfen keine Funksender betrieben werden. Es können andernfalls falsche Druckmesswerte ermittelt und dadurch Fehlalarme oder Geräteversagen hervorgerufen werden.

Reinigung vor dem Gebrauch

Bevor das Beatmungsgerät 3100A zum ersten Mal eingesetzt wird, muss es gereinigt werden. Die Komponenten des Patientenatemkreislaufs sind zwar sauber, können jedoch nicht steril geliefert werden. Der Hauptteil des Patientenkreislaufs kann auf Wunsch vor dem Einsatz gemäß der Anleitung im Abschnitt „Patientenkreislauf wechseln" in Kapitel 6, „Wartung und Problembehebung" desinfiziert werden.

Das Hochfrequenz-Oszillationsbeatmungsgerät 3100A ist jetzt bereit für die Funktionsprüfung und die Startprozedur (siehe Kapitel 4). Wir empfehlen Ihnen, sich vor dem Start des Beatmungsgeräts mit der Anordnung und den Funktionen der Bedienelemente vertraut zu machen (siehe Kapitel 3).

Absichtlich leer gelassen

Kapitel 3: Bedienelemente, Anzeigen und Anschlüsse

In diesem Kapitel werden die Position, Funktion und Verwendung der Bedienelemente, Anzeigen und Anschlüsse des Modells 3100A HFOV beschrieben. Sie sind mit Referenznummern in den Abbildungen in diesem Kapitel gekennzeichnet. Ausführliche Spezifikationen zur Auflösung und Genauigkeit der Bedienelemente und Anzeigen sind in Anhang B enthalten. Die Funktionsweise des Systems 3100A und seiner Subsysteme wird in Kapitel 1 unter „Einführung, System- und Sicherheitsfunktionen“ erläutert.

VORSICHT

Vor jedem Gebrauch des Beatmungsgeräts muss die ordnungsgemäße Funktion sorgfältig überprüft werden. Hinweise dazu finden Sie in Kapitel 4, „Funktionsprüfung und Startprozeduren“. Die im Rahmen dieser Prozeduren getesteten Alarmfunktionen stellen sicher, dass das Gerät Zustände erkennt und meldet, die auf eine mögliche Gefährdung des Patienten hinweisen.

Front- und Sidepanel – Steuergerät

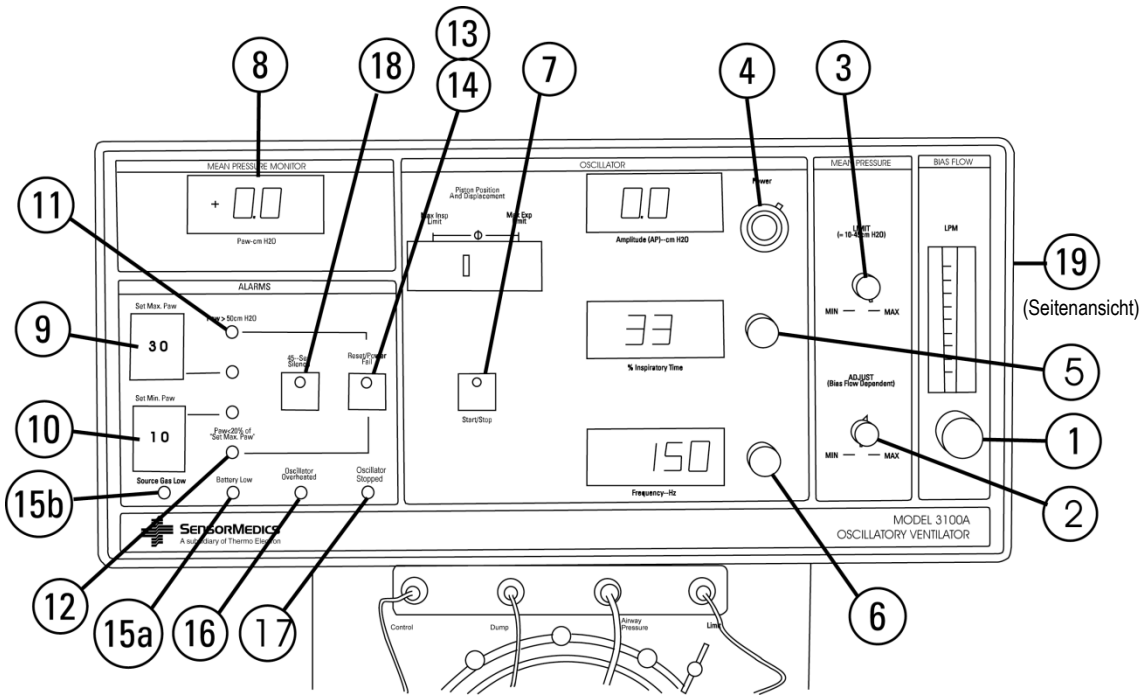


Abbildung 3.1. Bedienelemente und Anzeigen am Frontpanel

Die in Abbildung 3.1 dargestellten Nummern entsprechen den in den folgenden Beschreibungen verwendeten Nummern.

1. Bias Flow

Ermöglicht die Steuerung und Anzeige der kontinuierlichen Flowrate des angefeuchteten Gasgemischs durch den Patientenkreislauf. Bei dem Drehregler handelt es sich um ein 15-stufiges Druckventil, mit dem der Durchfluss durch Drehen gegen den Uhrzeigersinn erhöht werden kann.

Die Durchflussmenge wird durch einen Kugelschwimmer in der Glasröhre eines Rota-Durchflussmessers angezeigt. Die Skala umfasst einen Bereich von 0-60 l/min, abgestuft in Schritten von 5 l/min. Der Durchflusswert ist der Wert auf der Skala, der sich auf derselben Höhe

wie die Mitte des Kugelschwimmers befindet. Die maximal erreichbare Durchflussrate ist intern auf 40 l/min beschränkt.

2. Mean Pressure Adjust (Einstellung des Durchschnittsdrucks)

Ermöglicht die Einstellung des mittleren Atemwegsdrucks ($\overline{P_{aw}}$) mithilfe des Widerstands des $\overline{P_{aw}}$-Steuerventils. (Siehe Abbildung 3.2 für eine ausführliche Darstellung des Patientenkreislaufs.) Dieses Bedienelement ist ein Druckventil mit einem stufenlosen Drehregler, über den der mittlere Atemwegsdruck durch Drehen im Uhrzeigersinn erhöht werden kann.

Die mit diesem Bedienelement geänderte Einstellung wird auf der Anzeige zur Überwachung des Durchschnittsdrucks (Mean Pressure Monitor) (8) angezeigt.

Da das Bedienelement kein Closed-Loop-Bedienelement ist, ändert sich der $\overline{P_{aw}}$ auch dann, wenn die Einstellung des Bias Flows geändert wird. Eine Erhöhung des Bias Flows erhöht den $\overline{P_{aw}}$. darüber hinaus verändert eine Einstellung der Oszillator-Bedienelemente ebenfalls den $\overline{P_{aw}}$, da die oszillatorische Druckwellenform, die vom Oszillator-Subsystem ausgegeben wird, nicht symmetrisch ist.

Wenn die Einstellung dieses Bedienelements verändert wird, wird der mittlere Atemwegsdruck an der Verbindung ET-Tubus/Patient nach Ablauf von ca. fünf Systemzeitkonstanten festgelegt. Dies geschieht jedoch nur, wenn der eingestellte Bias Flow und die eingestellten Oszillator-Eigenschaften in diesem Zeitraum unverändert bleiben. Fünf Zeitkonstanten können von ca. einer bis hin zu 30 Sekunden variieren. Die Zeitkonstante verhält sich umgekehrt proportional zum Widerstand des $\overline{P_{aw}}$-Steuerventils und zur Einstellung des Bias Flows.

Eine Anpassung des Durchschnittsdrucks kann bei Veränderungen der folgenden Bedienelemente des Oszillators notwendig werden, um einen konstanten $\overline{P_{aw}}$ zu gewährleisten:

- Frequenz,
- Anzeige für % Inspirationszeit,
- Strom (und die resultierende ΔP-Veränderung) und
- Kolbenzentrierung.

Eine Änderung der Frequenz hat nur geringe Auswirkungen auf den $\overline{P_{aw}}$, doch bei höheren Frequenzen kann der Hub des Oszillatorkolbens aufgrund einer Begrenzung der Schwenkgeschwindigkeit vermindert sein. (Die Hubzeit des Kolbens ist länger als die durch die Frequenzänderung erforderliche Taktzeit.)

Da sich die Einstellung des Bedienelements „% Inspiratory time“ auf die Symmetrie der oszillatorischen Wellenform auswirkt, ändert sich dadurch auch direkt der $\overline{P_{aw}}$.

Durch eine Veränderung des ΔP wird auch der Prozentsatz des $\overline{P_{aw}}$ verändert, der durch eine asymmetrische oszillatorische Wellenform geliefert wird. Daher ändert sich der $\overline{P_{aw}}$ und muss neu eingestellt werden, wenn ein konstanter $\overline{P_{aw}}$ erwünscht ist.

Wenn der Oszillator ausgeschaltet ist, kann über die Einstellung des Bedienelements „Mean Pressure Adjust“ ein $\overline{P_{aw}}$ von 41 cmH_2O bei einem Bias Flow von 20 l/min erreicht werden, wenn der Patientenkreislauf für das System kalibriert ist. Der $\overline{P_{aw}}$ steigt gewöhnlich leicht an, wenn der Oszillator läuft.

Die Einrichtungsprozedur für den Durchschnitts-Atemwegsdruck wird in Kapitel 4, „Funktionsprüfung und Startprozeduren“, erklärt.

3. Mean Pressure Limit (Grenzwert für den Durchschnittsdruck)

Steuert den Grenzwert, ab dem der $\overline{Paw}$ nicht mehr durch die Einstellung des Steuerdrucks des Druckbegrenzungsventils erhöht werden kann. Dieses Bedienelement ist ein Druckventil mit einem stufenlosen Drehregler, über das der mittlere Atemwegsdruck durch Drehen im Uhrzeigersinn erhöht werden kann. Der Bereich umfasst ca. 10 bis 45 cmH_2O.

Die $\overline{Paw}$-Druckbegrenzung muss auf einen Wert eingestellt werden, der höher ist als der normale Betriebsbereich des $\overline{Paw}$. Das Bedienelement dient zum Schutz des Patienten, wenn ein versehentlicher Überdruckzustand im Patientenkreislauf auftritt.

VORSICHT

Überprüfen Sie die Alarmgrenzwerte nach jeder ΔP-Änderung und stellen Sie diese gegebenenfalls erneut ein. Wenn die Oszillationsamplitude (ΔP) geändert wird, nachdem der Sicherheitsgrenzwert eingestellt wurde, verändert sich der tatsächliche Grenzwert ein wenig in jene Richtung, in die die ΔP verändert wurde.

4. Power/ΔP (Leistung/ΔP)

Legt die Leistung fest, mit der der Kolben des Oszillators hin- und herbewegt wird. Das Bedienelement „Power“ ist ein 10-stufiges Drehpotentiometer, das einen Leistungsbereich von 0 bis 100 % abdeckt. Der Drehregler verfügt über 10 Stufen, die zwar nicht hinsichtlich % Leistung kalibriert sind, jedoch aufgrund durch ihre Markierung Referenzpunkte zur Verfügung stellen.

Durch dieses Bedienelement wird der Kolbenhub des Oszillators und somit auch der Oszillationsdruck ΔP verändert.

Die Einstellung der Leistung und die $\overline{Paw}$-Bedingungen im Patientenkreislauf beeinflussen sich gegenseitig und ergeben die Resultante ΔP. Das ΔP wird auf der digitalen Anzeige neben dem Bedienelement „Power“ angezeigt und die verursachte Kolbenbewegung wird grafisch auf dem 17-Segment-Balkendiagramm „Kolbenposition und Hubanzeige“ angezeigt.

Die grafische Anzeige erlaubt dem Anwender, festzustellen, ob der Oszillatorkolben korrekt zentriert wurde oder ob er entweder bei voller Inspiration oder voller Exspiration gegen den mechanischen Anschlag trifft. Diese Grenzwerte sind entsprechend auf dem Balkendiagramm „Max Insp Limit“ und „Max Exp Limit“ gekennzeichnet.

Wenn der Kolben über längere Zeit an einen der mechanischen Anschläge trifft, kann dies die Lebensdauer des Oszillator-Mechanismus verkürzen und sollte daher vermieden werden. Dieser Zustand kann eintreten, wenn das Bedienelement „Power“ zu hoch für die $\overline{Paw}$-Zustände eingestellt ist oder wenn das Bedienelement „Power“ unverändert bleibt und der $\overline{Paw}$ reduziert wird. Siehe hierzu „Kolbenzentrierungsbedienelement“ (30) in diesem Kapitel.

Informationen über die Vorgehensweise zur Einstellung des Bedienelements „Power“ finden Sie in Kapitel 4, „Funktionsprüfung und Startprozeduren“.

5. % Inspiratory Time (% Inspirationszeit)

Legt den Prozentsatz der Zeit des Oszillationszyklus fest, in der der Kolben sich in die Richtung seiner maximalen Hubposition bewegt bzw. in dieser Position bleibt. Dieses Bedienelement ist ein 10-stufiges Drehpotentiometer, das einen Bereich von 30 bis 50 % abdeckt. Die Einstellung wird auf der Digitalanzeige neben dem Bedienelement numerisch angezeigt.

Durch eine Veränderung des Bedienelements „% Inspiratory Time“ kann sich die Position des Oszillatorkolbens ändern. Bei höheren Frequenzen kann der Hub verringert werden, wenn die Einstellung für „% Inspiratory Time“ von etwa 50 % auf etwa 30 % geändert wird. Dies liegt daran, dass aufgrund der kürzeren Inspirationsphase der Oszillation nicht genügend Zeit zur Verfügung steht, damit der Kolben seinen maximalen Ausschlag erreichen kann.

Da dieses Bedienelement die Symmetrie der oszillatorischen Wellenform beeinflusst, wirkt es ebenfalls auf den $\overline{P_{aw}}$ oder das ΔP, je nachdem, ob die $\overline{P_{aw}}$-Druckbegrenzung (3) verwendet wird.

6. Frequency (Frequenz)

Stellt die Oszillationsfrequenz in Hertz ein. Bei diesem Bedienelement handelt es sich um ein 10-stufiges Drehpotentiometer, das einen Bereich von 3 bis 15 Hertz abdeckt. Die eingestellte Frequenz wird auf der Digitalanzeige dargestellt.

7. Start/Stopp

Mit diesem Bedienelement kann der Oszillator manuell aktiviert und deaktiviert werden. Wenn die grüne LED auf dieser Taste leuchtet, ist der Oszillator aktiv. Ein Druck auf die Taste deaktiviert den Oszillator. Leuchtet die grüne LED nicht, so ist der Oszillator deaktiviert, und ein Druck auf die Taste aktiviert den Oszillator, sodass mit der Oszillation begonnen wird. Voraussetzung hierfür ist, dass die Startprozedur ordnungsgemäß durchgeführt wurde.

Informationen zur Startprozedur finden Sie in Kapitel 4. Falls diese nicht ordnungsgemäß durchgeführt wurde, lässt das System nicht zu, dass der Oszillator gestartet wird. Es wird so verhindert, dass dem Patienten ein zu hoher oder zu niedriger $\overline{P_{aw}}$ verabreicht wird.

8. Mean Airway Pressure (Mittlerer Atemwegsdruck)

Zeigt den $\overline{P_{aw}}$ auf einer Digitalanzeige in cmH_2O an.

9. Set Max $\overline{P_{aw}}$ (Maximalen $\overline{P_{aw}}$ einstellen)

Legt den Pegel in cmH_2O fest, bei dem der Warnalarm „Max $\overline{P_{aw}}$ Exceeded“ (maximaler $\overline{P_{aw}}$ überschritten) angezeigt wird. Der maximale $\overline{P_{aw}}$-Pegel wird mithilfe eines Einstellrads festgelegt, das einen Bereich von 0 bis 49 cmH_2O abdeckt. Das Einstellrad verfügt über einen mechanischen Anschlag, der verhindert, dass Werte über 4 eingestellt werden können.

Die Aktivierung des Alarms wird durch einen modulierten 3-kHz-Ton und eine rote LED neben dem Einstellrad angezeigt.

Der Alarm wird automatisch zurückgesetzt, wenn die Alarmursache behoben wurde. Das akustische Alarmsignal kann durch Druck auf die Taste „45-Sec Silence“ für eine Dauer von 45 Sekunden stumm geschaltet werden.

Dieser Alarm löst keine Reaktion des Geräts aus, es werden lediglich die akustischen und visuellen Anzeigen aktiviert.

Der auf dem Einstellradschalter eingestellte max. $\overline{P_{aw}}$-Wert bestimmt auch den Punkt, an dem der $\overline{P_{aw}}$ < 20 % des „Set Max $\overline{P_{aw}}$“-Sicherheitsalarms (12) aktiviert wird. Dies wird weiter unten ausführlich erläutert.

10. Set Min $\overline{Paw}$ (Mindest-$\overline{Paw}$ einstellen)

Legt den Pegel in cmH_2O fest, bei dem der Warnalarm „Min $\overline{Paw}$ Exceeded“ (minimaler $\overline{Paw}$ überschritten) angezeigt wird. Der minimale $\overline{Paw}$-Pegel wird mithilfe eines Einstellrads festgelegt, das einen Bereich von 0 bis 49 cmH_2O abdeckt. Das Einstellrad verfügt über einen mechanischen Anschlag, der verhindert, dass Werte über 4 eingestellt werden können.

Die Aktivierung des Alarms wird durch einen modulierten 3-kHz-Ton und eine rote LED neben dem Einstellrad angezeigt.

Der Alarm wird automatisch zurückgesetzt, wenn die Alarmursache behoben wurde. Das akustische Alarmsignal kann durch Druck auf die Taste „45-Sec Silence“ für eine Dauer von 45 Sekunden stumm geschaltet werden.

Dieser Alarm löst keine Reaktion des Geräts aus, es werden lediglich die akustischen und visuellen Anzeigen aktiviert.

11. $\overline{Paw}$ > 50 cmH_2O

Die rote LED zeigt die Aktivierung dieses voreingestellten Sicherheitsalarms an. Dies wird ebenfalls durch einen modulierten 3-kHz-Ton angezeigt. Der Alarm kann nur zurückgesetzt werden, indem die Taste „Reset“ gedrückt wird, nachdem die Alarmursache behoben wurde. Die Taste „45-Sec Silence“ kann gedrückt werden, um das akustische Alarmsignal auszuschalten. Die rote LED leuchtet jedoch weiterhin, und das Schnellentleerungsventil bleibt geöffnet.

Wenn dieser Alarm ausgelöst wird, schaltet das Modell 3100A den Oszillator automatisch ab, der Bias Flow wird jedoch fortgesetzt. Das Schnellentleerungsventil ist geöffnet und hält den Atemwegsdruck etwa im normalen Luftdruckbereich. Dadurch wird der Patient vor dem erhöhten Druck geschützt und kann spontan atmen. (Weitere Informationen zu dieser Funktion finden Sie in Kapitel 1 unter „Patientenkreislauf“.)

Da das Schnellentleerungsventil aktiviert ist, wird auch der Sicherheitsalarm $\overline{Paw}$ < 20 % des „Set Max $\overline{Paw}$“ aktiviert.

Wenn die Alarmursache behoben wurde, muss die Startprozedur erneut durchgeführt werden. Diese wird in Kapitel 6 beschrieben.

12. $\overline{Paw}$ < 20% of „Set Max $\overline{Paw}$“ (< 20% des „Set Max $\overline{Paw}$“)

Die rote LED zeigt die Aktivierung dieses Sicherheitsalarms an. Dies wird ebenfalls durch einen modulierten 3-kHz-Ton angezeigt. Dieser Alarm wird bei einem $\overline{Paw}$-Wert ausgelöst, der 20 % der Einstellradeinstellung des „Set Max $\overline{Paw}$“-Warnalarms (9) entspricht. Er wird zurückgesetzt, wenn die Alarmursache behoben wurde.

Sie können die Taste „45-Sec Silence“ drücken, um das akustische Alarmsignal auszuschalten. Die rote LED leuchtet jedoch weiterhin.

Wenn dieser Alarm ausgelöst wird, schaltet das Modell 3100A den Oszillator automatisch ab, der Bias Flow wird jedoch fortgesetzt. Das Schnellentleerungsventil öffnet sich und hält den Atemwegsdruck etwa im normalen Luftdruckbereich. So kann der Patient spontan atmen. (Weitere Informationen zu dieser Funktion finden Sie in Kapitel 1 unter „Patientenkreislauf“.)

Wenn die Alarmursache behoben wurde, muss die Startprozedur erneut durchgeführt werden. Diese wird in Kapitel 1 beschrieben.

13. Power Failure (Stromausfall)

Die rote LED zeigt einen Ausfall der Stromversorgung oder eine unzureichende oder unangemessene Stromversorgung an. Dies wird ebenfalls durch einen modulierten 3-kHz-Ton angezeigt. Bei den folgenden Betriebsbedingungen wird der Alarm ausgelöst:

- Betätigung des Unterbrechers des Systems Modell 3100A.
- Ausschalten des Netzschalters (29).
- Der Stecker wird aus der Wandsteckdose herausgezogen.
- Spannungsausfall in der Leitung des Krankenhauses, an die das System Modell 3100A angeschlossen ist.
- Ausfall der Stromversorgung innerhalb des Systems Modell 3100A.

Nachdem die Stromversorgung unterbrochen wurde, können die Alarmanzeigen (rote LED und modulierter 3-kHz-Ton) nur ausgeschaltet werden, indem die „Reset"-Taste (14) gedrückt wird, auch wenn der Stromausfall behoben wurde. Anschließend muss auch die Taste „Start/Stop" gedrückt werden, um den Oszillator wieder einzuschalten.

Der Stromausfall-Alarmschaltkreis wird über eine Batterie (25) betrieben. Diese wird im nächsten Abschnitt über den Betrieb der Bedienelemente, Anzeigen und Anschlüsse an der Rückseite des Steuergeräts näher beschrieben.

14. Reset (Zurücksetzen)

Dieser Drucktaster setzt alle Sicherheitsalarme und den „Power Failure"-Alarm zurück.

Die Betriebsbedingungen, die die Sicherheitsalarme > 50 cmH_2O und < 20% des „Set Max $\overline{Paw}$" (11 und 12) auslösen, müssen behoben werden, bevor der Alarm zurückgesetzt werden kann. Da bei diesen Alarmen das Schnellentleerungsventil geöffnet wird, muss die „Reset"-Taste bei gleichzeitig aktivierter „Start/Stop"-Taste so lange gedrückt werden, bis sich das Schnellentleerungsventil schließt und der Atemwegsdruck sich auf einem Pegel über „20 % Set Max $\overline{Paw}$" stabilisiert.

Der Alarm „Power Failure" (13) wird zurückgesetzt, egal ob die Alarmursache behoben wurde oder nicht.

Wenn die „Reset"-Taste gedrückt wird, ist es normal, dass die LED-Anzeige „Battery Low" leuchtet.

15a Battery Low (Batteriespannung niedrig)

Zeigt an, dass die im Falle eines Stromausfalls benötigte Batterie (25) an der Rückseite des Steuergerät so schnell wie möglich ausgetauscht werden muss, um eine ordnungsgemäße Funktion des „Power Failure"-Alarms zu gewährleisten.

15b Source Gas Low (Gasvorrat erschöpft)

Zeigt an, dass der Gasdruck am Anschluss „Inlet From Blender" oder am Anschluss „Air Cooling" auf unter 30 psig abgefallen ist.

Da die Alarme bei einem niedrigen Ladestand der Batterie und bei einem niedrigen Gasdruck als Hinweisalarme eingeordnet werden, werden gelbe LEDs verwendet und es gibt kein akustisches Alarmsignal. Diese Alarme werden erst zurückgesetzt, wenn die Batterie ausgewechselt wurde bzw. der Druck der Gasquelle auf über 30 psig angestiegen ist.

Der Anwender sollte die Alarmursache ermitteln. Wenn es sich bei dem Problem um einen Abfall des Mischgerätauslassdrucks handelt, werden die entsprechenden Warn- oder Sicherheitsalarme kurz darauf ausgelöst. Wenn es sich bei dem Problem um einen Verlust an Kühlluft des Oszillators handelt, wird der Alarm „Oscillator Overheated" kurz darauf ausgelöst. Dieser Alarm kann auftreten,

wenn eine Einlassfilterkassette durch Schmutzpartikel verschlossen wird. Informationen zum Auswechseln der Einlassfilterkassetten finden Sie in Kapitel 6 im Abschnitt „Wartungsarbeiten“.

Die Batterie wird im nächsten Abschnitt über den Betrieb und die Position der Bedienelemente, Anzeigen und Anschlüsse an der Rückseite genauer beschrieben.

16. Oscillator Overheated (Oszillator überhitzt)

Zeigt an, dass die Spule des Oszillators überhitzt ist und eine Temperatur von ungefähr 175 °C erreicht hat. Da es sich bei diesem Alarm um einen Hinweisalarm handelt, leuchtet nur eine gelbe LED und es gibt kein akustisches Alarmsignal. Dieser Alarm wird erst zurückgesetzt, wenn die Alarmursache behoben wurde. Der Anwender sollte überprüfen, ob es sich bei dem Problem um einen Aus- oder Abfall des Kühlgasdrucks handelt. Dieses kann durch einen niedrigen Gasquellendruck, einen geknickten Schlauch, eine verstopfte Einlassfilterkassette oder eine lose interne oder externe Schlauchverbindung verursacht werden. Informationen zum Auswechseln der Einlassfilterkassetten finden Sie in Kapitel 6 im Abschnitt „Wartungsarbeiten“.

17. Oscillator Stopped (Oszillator angehalten)

Zeigt an, dass der Oszillator aktiviert ist (die grüne LED auf der „Start/Stop“-Taste leuchtet), aber ΔP kleiner als 5 bis 7 cmH_2O ist. Wenn eine rote LED-Anzeige leuchtet, wird auch ein modulierter 3-kHz-Ton ausgegeben. Das Gerät reagiert nicht, es werden nur die Alarmsignale ausgegeben. Diese werden automatisch zurückgesetzt, sobald die Alarmursache behoben wurde.

18. 45-Sec Silence (45-s-Alarm-Stummschaltung)

Unterdrückt das akustische Alarmsignal für 45 Sekunden und zeigt dies entsprechend an. Das Bedienelement ist eine LED-Drucktaste, die über einen Hinweisalarm in Form einer gelben LED verfügt, die aufleuchtet, sobald die Taste gedrückt wurde. Wenn diese Taste einmal gedrückt wurde, kann die Einstellung erst zurückgesetzt werden, nachdem die 45 Sekunden abgelaufen sind.

19. Patient Circuit Calibration (Kalibrierung des Patientenkreislaufs)

Stellt den maximalen Durchschnittsdruck ein, der bei einem bestimmten Patientenkreislauf erreicht werden kann. Über dieses Bedienelement kann mithilfe eines Schraubendrehers der maximale Durchschnittsdruck kalibriert werden, wenn der Patientenkreislauf oder die $\overline{Paw}$-Steuerventilmembran geändert wurde. Die gesamte Einrichtungsprozedur wird in Kapitel 6, „Wartung und Problembehebung“, beschrieben.

Rückseite – Steuergerät

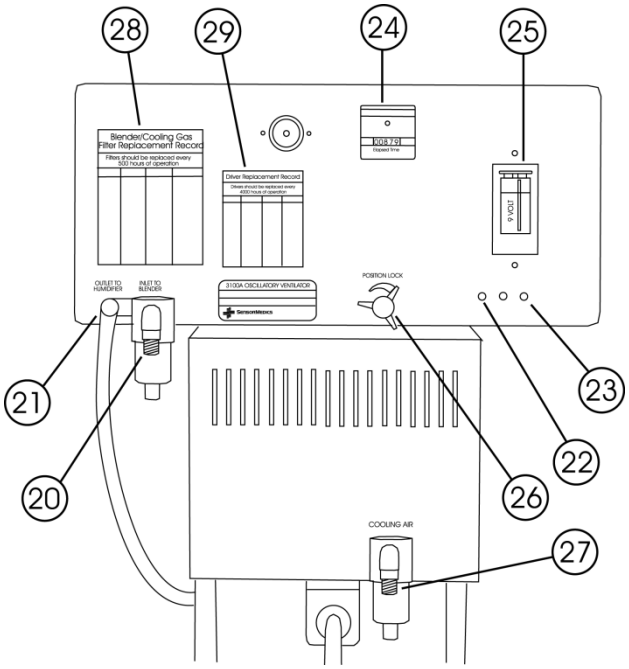


Abbildung 3.2. Bedienelemente, Anzeigen und Anschlüsse an der Rückseite

Die in Abbildung 3.2 dargestellten Nummern entsprechen den in den folgenden Beschreibungen verwendeten Nummern. Die Spezifikationen in Anhang B bieten eine ausführlichere Beschreibung der speziellen Designeigenschaften.

20. Inlet From Blender (Einlass vom Mischgerät)

DISS-Sauerstoff-Fitting zum Anschluss an eine Inline-Einlassfilterkassette und an die Auslassöffnung des externen Luft/Sauerstoff-Mischgeräts. Der Nenndruck des vom Mischgerät gelieferten Gases sollte 50 psig betragen. Die gelbe LED mit der Bezeichnung „Source Gas Low“ leuchtet, wenn der Druck an der Einlassöffnung unter 30 psig ± 5 % abfällt.

Dieser Eingang wird durch ein mechanisches 75 psig-Ausgleichsventil vor Überdruck geschützt. Weitere Details zu diesem Schutz sind in Anhang B aufgeführt.

21. Outlet to Humidifier (Auslass zum Befeuchter)

Anschluss, der den Bias Flow an die Einlassöffnung des externen Befeuchters liefert. Hierbei handelt es sich um ein 3/8-Zoll-Steckfitting, das durch ein mechanisches 5 psig-Ausgleichsventil vor Überdruck geschützt ist. Die Montage des Patientenkreislaufs im Zusammenhang mit diesem Anschluss wird in Kapitel 2 beschrieben.

22. Einstellschraube für Drucktransducer-Nullwert

Siehe Kapitel 6 „Wartung und Problembehebung“

23. Einstellschraube für Drucktransducer-Spanne

Siehe Kapitel 6 „Wartung und Problembehebung“

24. Betriebsstundenzähler

Zeigt die Gesamtzahl der Stunden an, in denen das Modell 3100A bereits mit Strom versorgt wurde. Detaillierte Angaben zu dieser Anzeige finden Sie in Anhang B.

25. Stromausfallalarm-Batterie

Abdeckung aus Metall (mit zwei Schrauben befestigt), hinter der sich eine 9-V-Alkaline-Batterie befindet. Die LED mit der Bezeichnung „Battery Low“ (15) am Frontpanel leuchtet, wenn diese Batterie ausgewechselt werden muss. Sie kann durch eine beliebige hochwertige 9-V-Alkaline-Batterie ersetzt werden.

Anmerkung

Nehmen Sie die 9-V-Batterie aus dem Fach, wenn das Gerät über einen längeren Zeitraum nicht benutzt wird.

26. Positionssperre

Diese Schraube fixiert das Steuergerät in der vom Anwender eingestellten Position. Wenn diese Rändelschraube gegen den Uhrzeigersinn gedreht wird (geöffnet), kann das Steuergerät um fast 360° gedreht werden. Dadurch kann das Frontpanel unabhängig von der Ausrichtung der Auslassöffnung des Patientenkreislaufs stets im Blickfeld behalten werden.

Nachdem die gewünschte Einstellung gewählt wurde, die Schraube im Uhrzeigersinn drehen, um das Gehäuse zu fixieren.

Wenn die Rändelschraube von der Sperrposition aus nur ein wenig gegen den Uhrzeigersinn gedreht wird, kann die Gehäuseposition aufgrund der dadurch verursachten Reibung nicht zu leicht verstellt werden, ohne zu fest zu fixieren.

Weitere Informationen zur Einstellung der Bedienelemente finden Sie in Kapitel 2, „Montage und Inbetriebnahme“.

27. Air Cooling Inlet (Einlassöffnung für Luftkühlung)

DISS-Luft-Fitting für den Anschluss an das Luftversorgungssystem eines Krankenhauses durch eine Inline-Lufteinlassfilterkassette. Über diesen Anschluss wird der Oszillator mit Kühlgas versorgt. Der Nenndruck der Luftversorgung des Krankenhauses sollte bei 50 psig bei 15 l/min mit 1,5-Ohm-Treibern und 50 psig bei 10 l/min mit 3,0-Ohm-Treibern liegen. Die gelbe LED mit der Bezeichnung „Source Gas Low“ leuchtet, wenn der Druck an der Einlassöffnung unter 30 psig ± 5 % abfällt.

28. Mischgerät-/Kühlgasfilterwechsel

Notieren Sie sich die Angabe des Betriebsstundenzählers (Elapsed Time) während einer normalen Wartung als schnelle Referenz. Informationen dazu finden Sie in Kapitel 6.

29. Bericht über Treiberwechsel

Notieren Sie sich die Angabe des Betriebsstundenzählers (Elapsed Time) während einer normalen Wartung als schnelle Referenz. Informationen dazu finden Sie in Kapitel 6.

Systemsäule und Patientenkreislauf

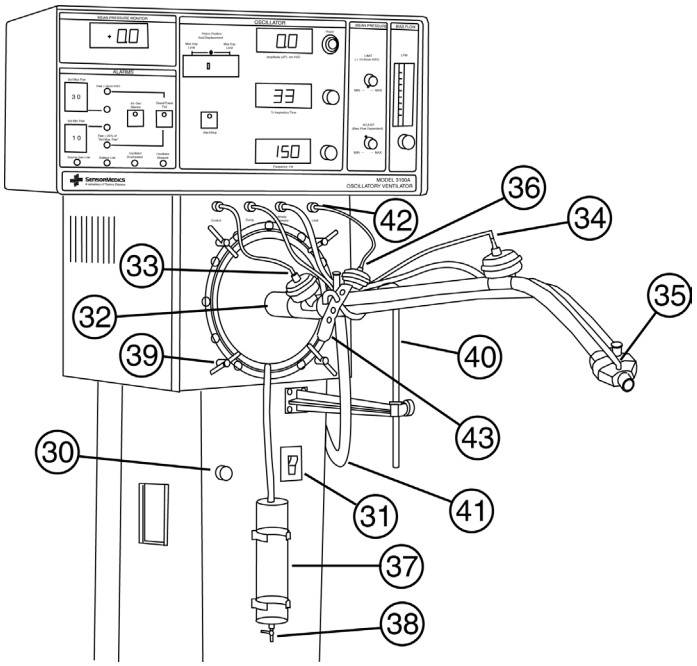


Abbildung 3.3. Bedienelemente und Anschlüsse der Säule und des Patientenkreislaufs

Die in Abbildung 3.3 dargestellten Nummern entsprechen den in den folgenden Beschreibungen verwendeten Nummern.

VORSICHT

Während der Montage und des Betriebs des Beatmungsgeräts besonders vorsichtig mit den Steuer- und Sensorleitungen (vom und zum Patientenkreislauf) umgehen. Quetschungen oder Perforationen dieser Leitungen können eine Fehlfunktion der Sicherheitsalarme, Warnalarme, Hinweisalarme und/oder Drucklimitkontrollen zur Folge haben.

30. Kolbenzentrierung

Bestimmt die mittlere Stellung des Oszillatorkolbens. Dies ist ein 10-stufiger Drehregler ohne Referenzmarkierungen.

Dieses Bedienelement stellt eine elektrische Gegenkraft am Oszillatorkolben ein, der gegen den $\overline{Paw}$ an der Vorderseite wirkt und den Kolben so zentriert.

Wenn das Bedienelement im Uhrzeigersinn bei konstantem $\overline{Paw}$ gedreht wird, wird die mittlere Position des Kolbens näher zum „Max Exp Limit“ auf dem 17-Segment Balkendiagramm der Kolbenpositions- und Hubanzeige bewegt. Ein Drehen gegen den Uhrzeigersinn bewegt die mittlere Position in Richtung „Max Insp Limit“.

Eine Veränderung des $\overline{Paw}$ verursacht eine Verschiebung der mittleren Kolbenstellung. Um zu vermeiden, dass der oszillatorische Kolben gegen einen mechanischen Anschlag trifft, den Kolben mit dem Zentrierungsregler erneut zentrieren. Wenn der Kolben über längere Zeit an einen der mechanischen Anschläge trifft, kann dies die Lebensdauer des Oszillator-Mechanismus verkürzen und sollte daher vermieden werden.

Das Zentrieren des Kolbens beeinträchtigt den ΔP bei einer gegebenen Leistung. Allgemein ausgedrückt reduziert eine Einstellung in Richtung Inspirationsgrenzwert das Gesamtvolumen des Patientenkreislaufs und führt bei gleichem Kolbenhub zu einem höheren ΔP. Dahingegen erhöht eine Einstellung in Richtung Exspirationsgrenzwert das Volumen und reduziert das ΔP.

Die Einrichtungsprozedur und Funktionsprüfung für dieses Bedienelement wird in Kapitel 4, „Funktionsprüfung und Startprozeduren“, erklärt.

31. Ein-/Ausschalter

Schaltet die Stromversorgung des Systems 3100A ein und aus. Der Ein-/Ausschalter fungiert auch als automatischer Abschalter, wenn die Netzspannung zu hoch ist. Wenn in einem solchen Fall das Gerät automatisch abgeschaltet wird, muss die Ursache für die überhöhte Netzspannung behoben werden, bevor der Schalter wieder eingeschaltet werden kann. Dieser Schalter ist ein standardmäßiger Wippenschalter, der beide Seiten der Stromleitung unterbricht, genauso wie der interne Abschalter.

32. Oszillatorfach

Kann an einen Schlauch des inspiratorischen Teils des Patientenkreislaufs mit einem Innendurchmesser von 1 ¼ Zoll angeschlossen werden und wird durch vier um 1/4 drehbare Befestigungsschrauben gehalten.

33. $\overline{P_{aw}}$ Steuerventil

Grüne Luer-Schottverschraubung zum Anschließen eines grünen Schlauchs mit 1/16-Zoll-Innendurchmesser, der zum Steuerungseingang des $\overline{P_{aw}}$-Steuerventils am Patientenkreislauf führt. Informationen zum Anschließen dieser Steuerleitung an das dazugehörige Ventil finden Sie in der Montageanleitung in Kapitel 2. Diese Leitung sollte regelmäßig im Rahmen der standardmäßigen vorbeugenden Wartungsarbeiten des HFOV ausgetauscht werden.

34. Schnellentleerungsventilsteuerung

Rot Luer-Schottverschraubung zum Anschließen eines roten Schlauchs mit 1/16-Zoll-Innendurchmesser, der zum Steuerungseingang des Schnellentleerungsventils am Patientenkreislauf führt. Informationen zum Anschließen dieser Steuerleitung an das dazugehörige Ventil finden Sie in der Montageanleitung in Kapitel 2. Diese Leitung sollte regelmäßig im Rahmen der standardmäßigen vorbeugenden Wartungsarbeiten des HFOV ausgetauscht werden.

35. $\overline{P_{aw}}$ Sensor

Weiße Luer-Schottverschraubung zum Anschließen eines durchsichtigen Schlauches mit einem Innendurchmesser von 1/8 Zoll, der zur Atemwegsdrucköffnung am Patientenkreislauf führt und über den das $\overline{P_{aw}}$-Signal an den Drucktransducer im Steuergerät übermittelt wird. Genaue Angaben zum Anschließen dieses Schlauchs finden Sie in der Montageanleitung in Kapitel 2.

36. $\overline{P_{aw}}$ Begrenzungsventil (Limit Valve)

Blaue Luer-Schottverschraubung zum Anschließen eines blauen Schlauchs mit 1/16-Zoll-Innendurchmesser, der zum Steuerungseingang des $\overline{P_{aw}}$-Grenzwertventils am Patientenkreislauf führt. Informationen zum Anschließen dieser Steuerleitung an das dazugehörige Ventil finden Sie in der Montageanleitung in Kapitel 2. Diese Leitung sollte regelmäßig im Rahmen der standardmäßigen vorbeugenden Wartungsarbeiten des HFOV ausgetauscht werden.

37. Wasservorlage

Wenn der Patientenkreislauf richtig positioniert ist, sammelt sich Kondenswasser in der Wasservorlage. Oben in der Wasservorlage befindet sich ein kleines Loch (0,25-Zoll-Durchmesser), damit die Luft entweichen kann, wenn sich die Wasservorlage füllt.

38. Wasservorlagenablass

Über dieses Ventil kann das Kondenswasser abgelassen werden. Das Wasser wird unten an der Wasservorlage abgelassen, wenn der Absperrhahn nach unten gedreht wird. Die Wasservorlage kann geleert werden, während das Modell 3100A in Betrieb ist. Voraussetzung hierfür ist, dass die Wasserabdichtung zwischen dem Beatmungsgerät und dem unteren Abfluss intakt ist. Um die Dichtung zu schonen, sollte die Wasservorlage nie vollständig entleert werden. Folgen Sie der Anleitung in Kapitel 6 zum Säubern und Desinfizieren der Wasservorlage und der Ventile.

VORSICHT

Stellen Sie sicher, dass der Absperrhahn vor der Durchführung einer Kalibrierung des Patientenatemkreislaufs geschlossen wurde. Falls der Wasservorlagenabsperrhahn geöffnet ist, kann die Kalibrierung des Patientenkreislaufs (39-43 cmH_2O) möglicherweise nicht korrekt durchgeführt werden und der verfügbare $\overline{Paw}$ wird reduziert.

39. Befestigung des Balgs

Vier um 1/4 Umdrehung drehbare Befestigungsschrauben, die den Balg (Oszillatorfach) vor dem Kolben des Oszillators halten.

40. Gestell für den Patientenkreislauf

Hier wird der Patientenkreislauf angeschlossen. Folgen Sie den Anleitungen in Kapitel 2 zur Montage und zur Einstellung des Patientenkreislaufs.

41. Befeuchterschläuche

Der externe Befeuchter wird zwischen dem Anschluss „Outlet to Humidifier“ an der Rückseite des Steuergeräts und der Einlassöffnung für den Bias Flow am Patientenkreislauf angeschlossen. In Abbildung 3.3 ist der an den Patientenkreislauf angeschlossene Befeuchterschlauch ohne angeschlossenen Befeuchter dargestellt.

Es darf nur der im Lieferumfang des Patientenkreislaufs enthaltene 3/8-Zoll-Schlauch verwendet werden.

42. Luer-Schottverschraubungen

Vorne auf dem Oszillatorfach befinden sich vier Luer-Schottverschraubungen zum Anschluss der drei Ventilklappen und der Druckmessöffnung für den Patientenkreislauf.

43. Befestigungsband

Befestigt den Patientenkreislauf sicher am Gestell. So bleibt der Patientenkreislauf in einer sicheren und aufrechten Position.

Kapitel 4: Funktionsprüfung und Startprozeduren

In diesem Kapitel wird die Prüfung der ordnungsgemäßen Funktion des Beatmungsgeräts sowie der Beginn der Beatmung mit dem Modell 3100A HFOV beschrieben.

Bitte folgen Sie den Anweisungen in Kapitel 2 zum Auspacken, zur Montage und Installation des Modells 3100A HFOV, bevor Sie mit der Funktionsprüfung beginnen.

WARNUNG
Vor dem Beginn der Beatmung eines Patienten müssen unbedingt die Funktionsprüfung und die Startprozeduren durchgeführt werden. Falls während der Funktionsprüfung oder den Startprozeduren eine Unregelmäßigkeit in der Funktion des 3100A HFOV festgestellt wird, darf keinesfalls mit der Beatmung des Patienten begonnen werden, da dies Gesundheitsschäden oder den Tod des Patienten zur Folge haben kann. Wenden Sie sich unverzüglich an den technischen Kundendienst von CareFusion.

VORSICHT

Vor jedem Gebrauch des Beatmungsgeräts muss die ordnungsgemäße Funktion sorgfältig überprüft werden. Die im Rahmen dieser Prozeduren getesteten Alarmfunktionen stellen sicher, dass das Gerät Zustände erkennt und meldet, die auf eine mögliche Gefährdung des Patienten hinweisen.

VORSICHT

Berühren Sie zunächst das äußere Metallgehäuse des Geräts, bevor Sie andere Komponenten berühren. Sie reduzieren so das Risiko einer möglichen Beschädigung von Komponenten aufgrund elektrostatischer Entladung.

WARNUNG
In einem Umkreis von ca. 6 Metern um das Gerät dürfen keine Funksender betrieben werden. Es können andernfalls falsche Druckmesswerte ermittelt und dadurch Fehlalarme oder Geräteversagen hervorgerufen werden.

Startprozeduren

Am Beatmungsgerät ist ein Etikett mit einer „Kurzprüfliste“ zur Einrichtung vor der Behandlung angebracht. Siehe nachstehende Abbildung 4.1.

CareFusion
MODEL 3100A ~~~ETIKETT – KURZPRÜFLISTE

PRÜFLISTE ZUR EINRICHTUNG DES GERÄTS VOR DER BEHANDLUNG

(Siehe hierzu den Abschnitt „Funktionsprüfung“ in dieser Bedienungsanleitung)

1. Gasquellen an das System anschließen.
2. Eine Stromversorgung an das System anschließen.
3. Sicherstellen, dass der Patientenkreislauf am System installiert ist.
4. Den Patientenkreislauf und den Befeuchter am System anschließen.
5. Den Patientenkreislauf und die Drucksensorleitungen am System anschließen.
6. Die Stromzufuhr einschalten.
7. Sicherstellen, dass die Quellgasleuchten erloschen sind.
8. Sicherstellen, das die Start/Stop-Leuchte erloschen ist.
9. Sicherstellen, dass die Alarm-Stummschaltungsleuchte aufleuchtet.
10. Den Patientenkreislauf kalibrieren.
11. Funktionsprüfung durchführen.
12. Alarmprüfverfahren durchführen.
13. Kalibrierung der Drucküberwachung prüfen.
14. Flow, Frequenz, % Inspirationszeit, Spannungsversorgung, mittleren Atemwegsdruck und mittleren
    Atemwegsdruckgrenzwert beim Betrieb voreinstellen.
15. Die Schalter für max. und min. Paw einstellen.
16. Die Bedienelemente des Mischgeräts/Befeuchters auf den gewünschten Betrieb einstellen.
17. Den Stopfen vom Patientenkreislauf entfernen. An den Patienten-ET-Tubus anschließen.

P/N 768939A

Abbildung 4.1. Etikett Kurzprüfliste

Startprozedur

1. Schließen Sie eine Gasquelle an das System des Beatmungsgeräts 3100A HFOV an.
   - Sauerstoffleitung zum Sauerstoff-Eingangsfitting des externen Luft-/Sauerstoffmischgeräts
   - Luftleitung zum Lufteinlassfitting des externen Luft-/Sauerstoffmischgeräts und zum „Air Cooling“-Eingang des Oszillators.
   - Ausgang des externen Luft-/Sauerstoffmischgeräts zum DISS-Fitting „Inlet from Blender“ an der Rückseite des Steuergeräts.
2. Schließen Sie den Patientenkreislauf und den externen Patientenbefeuchter an das Modell 3100A an und richten Sie sich dabei nach der Montageanleitung in Kapitel 2.

WARNUNG

Kreislaufkomponenten dürfen nicht durch andere Komponenten ersetzt werden, da dies Gesundheitsschäden beim Patienten und/oder Anwender verursachen oder zu Geräteschäden führen kann. Der in diesem Handbuch beschriebene Patientenkreislauf wurde speziell für die Verwendung mit dem Modell 3100A HFOV entwickelt.

VORSICHT

Achten Sie beim Anschließen des Patientenkreislaufs darauf, dass dieser korrekt mithilfe des Stützarms befestigt ist. Hinweise dazu finden Sie in Kapitel 5, „Montage und Inbetriebnahme“. Falls dies nicht beachtet wird, kann es zu einer unbeabsichtigten Unterbrechung des Patientenkreislaufs aufgrund von Schwingungskräften oder zur Ansammlung von Befeuchterkondensat in den Atemwegen des Patienten kommen.

3. Schließen Sie alle farblich gekennzeichneten Steuerleitungen des Patientenkreislaufs und die durchsichtige Druckmessleitung an die dafür vorgesehenen Anschlüsse am Patientenkreislauf an, wie in Kapitel 2 beschrieben.

VORSICHT

Während der Montage und des Betriebs des Beatmungsgeräts besonders vorsichtig mit den Steuer- und Sensorleitungen (vom und zum Patientenkreislauf) umgehen. Quetschungen oder Perforationen dieser Leitungen können eine Fehlfunktion der Sicherheitsalarme, Warnalarme, Hinweisalarme und/oder Drucklimitkontrollen zur Folge haben.

4. Verschließen Sie die Öffnung für den ET-Anschluss am Patientenkreislauf mit dem im Lieferumfang enthaltenen Gummistopfen Nr. 1.
5. Schalten Sie den Netzschalter ein (die grüne LED auf der Taste „Start/Stop“ sollte nicht leuchten). Einige der Alarm-LEDs leuchten auf, aber der akustische 3-kHz-Ton wird durch die automatische Aktivierung der „45-Sec Silence“-Funktion beim Einschalten des Netzschalters ausgeschaltet. Diese Alarmstummschaltfunktion kann während der Prüfung oder den Startprozeduren durch Drücken der „45-Sec Silence“-Taste wieder aktiviert werden.

WARNUNG

Ein akustischer Alarm deutet auf einen für den Patienten eventuell gesundheitsschädlichen Betriebszustand hin und darf keinesfalls unbeachtet bleiben. Falls Alarme unbeachtet bleiben, kann dies zu Gesundheitsschäden (bis hin zum Tod) des Patienten und/oder einem Geräteschaden führen.

VORSICHT

Stellen Sie sicher, dass der Absperrhahn vor der Durchführung einer Kalibrierung des Patientenatemkreislaufs geschlossen wurde. Falls der Wasservorlagenabsperrhahn geöffnet ist, kann die Kalibrierung des Patientenkreislaufs (39-43 cmH_2O) möglicherweise nicht korrekt durchgeführt werden und der verfügbare $\overline{P_{aw}}$ wird reduziert.

6. Kalibrieren Sie den Patientenkreislauf für das System. Anleitungen für dieses Verfahren befinden sich auch auf einem Etikett an der Seite des Steuergeräts.
    - Beaufschlagen Sie das System mit dem Druck der Gasquelle und stellen Sie den Bias Flow mit dem von Ihnen gewünschten Sauerstoffanteil auf 20 l/min ein. Lesen Sie den Durchfluss immer an der Mitte der Kugel ab und schauen Sie dabei gerade auf das Durchflussmessgerät.
    - Stellen Sie die Bedienelemente zur Einstellung des Durchschnittsdrucks und des Durchschnittsdruckgrenzwerts auf „Max“ (komplette Drehung im Uhrzeigersinn).
    - Halten Sie die Taste „RESET“ gedrückt, während Sie die Digitalanzeige des Durchschnittsdrucks ablesen. Wenn die „Reset“-Taste gedrückt wird, ist es normal, dass die LED-Anzeige „Battery Low“ leuchtet.
    - Stellen Sie die Kalibrierung des Patientenkreislaufs (Patient Circuit Calibration) auf der rechten Seite des Steuergeräts so ein, dass ein $\overline{P_{aw}}$ von 39 bis 43 cmH_2O erreicht wird. Überdrehen Sie den Schalter nicht. Wenn der angegebene Druck nicht erreicht werden kann, ist eine Leckage aufgetreten.
    - Lassen Sie die RESET-Taste los. Die LED mit der Bezeichnung „Battery Low“ sollte erlöschen.

VORSICHT

Überdrehen Sie die Schraube für die Kalibrierung des Patientenkreislaufs nicht, da das Gerät dadurch beschädigt werden kann. Kurz vor dem Erreichen des Einstellbereichendes trifft die Schraube auf einen mechanischen Anschlag auf.

7. Führen Sie die Funktionsprüfung des Beatmungsgeräts durch. Diese darf nur durchgeführt werden, wenn kein Patient an das Beatmungsgerät angeschlossen ist. (Anleitungen für dieses Verfahren befinden sich auch auf einem Etikett auf der Oberseite des Steuergeräts.)
   - Stellen Sie Frequency auf 15, % I-Time auf 33 und Power auf 0,0 ein.
   - Lassen Sie einen Bias Flow von 20 l/min aufbauen.
   - Stellen Sie das Bedienelement zur Begrenzung des Durchschnittsdrucks auf „Max“ (komplette Drehung im Uhrzeigersinn).
   - Stellen Sie den „Set Max $\overline{Paw}$“ Einstellrad-Schalter auf 30 und den „Set Min $\overline{Paw}$“-Einstellrad-Schalter auf 10.
   - Drücken Sie den RESET-Schalter so lange, bis der Druck in den Luftwegen auf über 6 cmH_2O angestiegen ist.
   - Stellen Sie mit dem Bedienelement zur Einstellung des Durchschnittsdrucks einen $\overline{Paw}$ von 19 bis 21 cmH_2O ein.
   - Drücken Sie die START/STOP-Taste, um den Oszillator einzuschalten.
   - Erhöhen Sie die Einstellung des POWER-Bedienelements auf 6,0 und zentrieren Sie den Kolben gleichzeitig mit dem Bedienelement „Piston Centering“.
   - Wenn Sie einen stabilen ΔP-Messwert mit einem im mittleren Teil seines Bereichs betriebenen Kolben erhalten, stellen Sie sicher, dass die Messwerte für ΔP und $\overline{Paw}$ sich im angegebenen Bereich für Ihre jeweilige Höhenlage (siehe Abbildung 6.1) befinden.
8. Drücken Sie die START/STOP-Taste, um den Oszillator anzuhalten.
9. Stellen Sie das Bedienelement für den Durchschnittsdruck und/oder den Bias Flow so ein, dass der mittlere Atemwegsdruck den gewünschten Pegel innerhalb von 2 cmH_2O erreicht. Vergewissern Sie sich, dass der Bias Flow ausreichend ist (siehe Kapitel 6).
10. Überprüfen Sie die Funktion der Einstellradschalter für die „Set Max $\overline{Paw}$“ und „Set Min $\overline{Paw}$“-Alarme durch Einstellen des Max-Einstellrads knapp unter dem erreichten mittleren Atemwegsdruck und durch Einstellen des Min-Einstellrads knapp über dem erreichten mittleren Atemwegsdruck.
11. Nehmen Sie die gewünschten Einstellungen an den Alarmschalter-Einstellrädern vor. Diese liegen in der Regel 2-5 cmH_2O über („Max“-Einstellrad) bzw. unter („Min“-Einstellrad) dem eingestellten mittleren Atemwegsdruck.
12. Verschließen Sie mit Fingern und Daumen den Schlauch des exspiratorischen Teils am Patientenkreislauf, um die Funktion des Alarms „$\overline{Paw}$ > 50 cmH_2O“ zu prüfen.
13. Halten Sie die RESET-Taste so lange gedrückt, bis die LED mit der Bezeichnung „$\overline{Paw}$ < 20% of Set Max $\overline{Paw}$“ erlischt, um den mittleren Atemwegsdruck wiederherzustellen.
14. Drehen Sie das Bedienelement für die Durchschnittsdruckbegrenzung ungefähr auf den mittleren Bereich.
15. Verschließen Sie erneut den Exspirationsschlauch am Patientenkreislauf und beobachten Sie den Druck, der auf der Anzeige „Mean Pressure“ angezeigt wird.

Bewegen Sie das Bedienelement für die Durchschnittsdruckbegrenzung in die entsprechende Richtung, um den $\overline{Paw}$ auf den gewünschten Punkt zu begrenzen.

16. Positionieren Sie das Beatmungsgerät so, dass der Patient angeschlossen werden kann. Lösen Sie die Positionssperre und stellen Sie den Winkel des Steuergeräts so ein, dass eine möglichst gute Sicht und ein optimaler Zugang gewährleistet sind. Stellen Sie die Positionssperre wieder fest.
17. Stellen Sie die für den Patienten gewünschten Werte für „% oxygen“, „Mean Airway Pressure“ (mittlerer Atemwegsdruck) und ΔP ein. ΔP wirkt sich je nach Durchflussrate/$\overline{Paw}$-Verhältnis auf den $\overline{Paw}$ aus. Je geringer das Verhältnis, desto stärker die Auswirkung.

VORSICHTSMASSNAHME

Geringe Konzentrationen von eingeatmetem Sauerstoff sollten mit einem Sauerstoffmonitor überprüft werden. Die Zuführung zu großer Sauerstoffmengen kann möglicherweise schädlich für den Patienten sein. Es ist unbedingt erforderlich, dass die vorgeschriebene Gasmischung vom Mischsystem zur Verfügung gestellt wird.

18. Entfernen Sie den Stopfen aus dem Patientenkreislauf. Stellen Sie den externen Patientenluftbefeuchter so ein, dass die gewünschte Gastemperatur am Temperaturmessanschluss des Patientenatemwegs erreicht wird. Schließen Sie den Patientenkreislauf an den ET-Tubus an.

WARNUNG

Die proximale Atemwegsgastemperatur darf keinesfalls 41 °C überschreiten. Andernfalls können die oberen Atemwege des Patienten geschädigt werden.

VORSICHT

Ist das Beatmungsgerät an einen Patienten angeschlossen, muss rund um die Uhr Pflegepersonal zur Verfügung stehen, um auf Alarmmeldungen oder Gerätestörungen sofort reagieren zu können.

19. Halten Sie die RESET-Taste so lange gedrückt, bis die LED mit der Bezeichnung „$\overline{Paw}$ < 20% of Set Max $\overline{Paw}$“ erlischt, um den mittleren Atemwegsdruck wiederherzustellen.
20. Stellen Sie das Bedienelement „Power“ auf den gewünschten ΔP (siehe Kapitel 5).
21. Stellen Sie das „Piston Centering“-Bedienelement wie auf der Kolbenpositions- und Hubanzeige angezeigt ein, um den Kolben in etwa mittig und weg von den mechanischen Anschlägen bei „Max Insp Limit“ und „Max Exp Limit“ auszurichten.
22. Stellen Sie „Frequency“, „% Inspiratory Time“, „Power“, „Mean Pressure“ und „Bias Flow“ während der Beatmung eines Patienten je nach Bedarf neu ein.

WARNUNG

Das Beatmungsgerät darf unter keinen Umständen in der Nähe von entflammbaren Anästhetika verwendet werden, da Explosionsgefahr besteht.

VORSICHT

Auf dem Steuergerät des Beatmungsgeräts keinesfalls Behältnisse mit Flüssigkeiten, Zubehör mit einem Gewicht über 5 kg oder Zubehör, das mehr als 15 cm nach oben oder seitlich über die Elektronikbaugruppen des Beatmungsgeräts hinausragt, positionieren. Andernfalls kann dies zum Umkippen des Geräts führen und so Gesundheitsschäden des Patienten, des Pflegepersonals und/oder weitere Geräteschäden verursachen.

Funktionsprüfung

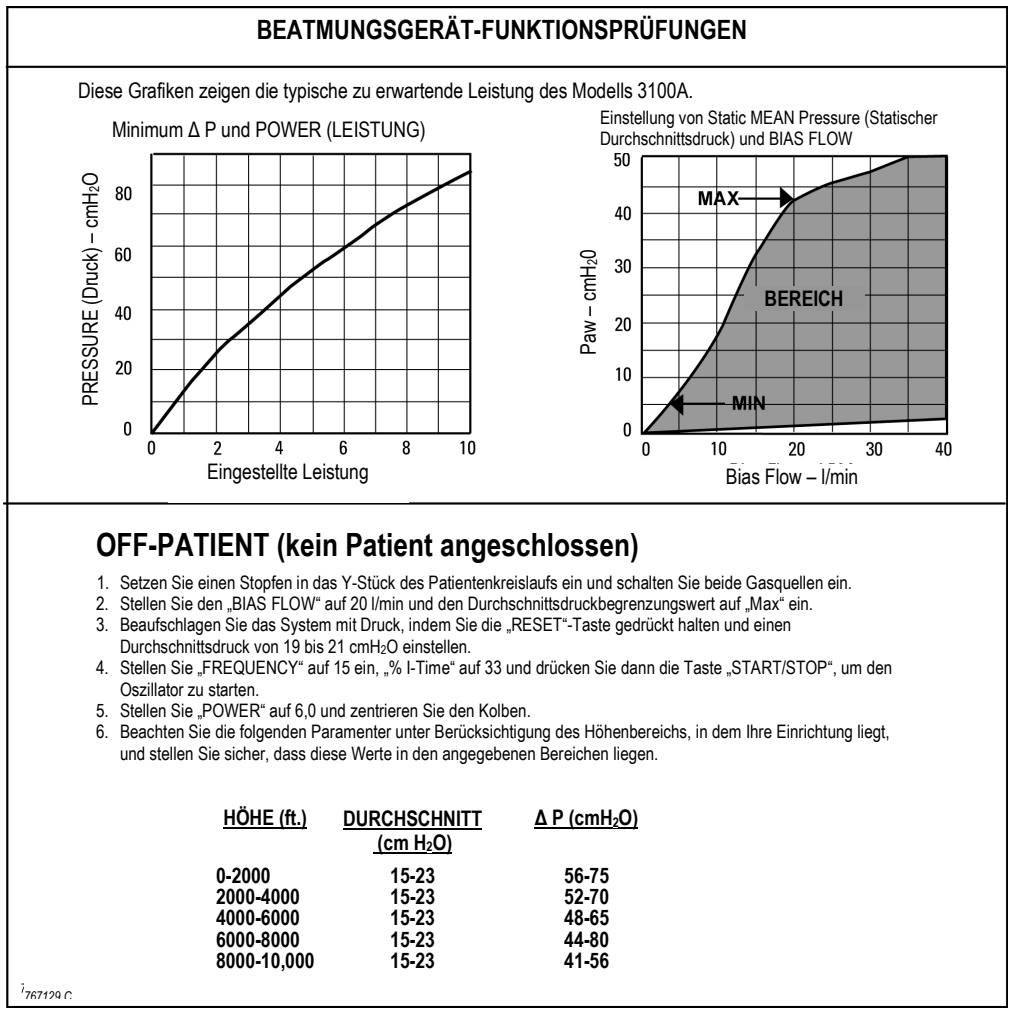

BEATMUNGSGERÄT-FUNKTIONSPRÜFUNGEN
Diese Grafiken zeigen die typische zu erwartende Leistung des Modells 3100A.
Minimum Δ P und POWER (LEISTUNG)
PRESSURE (Druck) – cmH2O
0
20
40
60
80
0
2
4
6
8
10
Eingestellte Leistung
Einstellung von Static MEAN Pressure (Statischer Durchschnittsdruck) und BIAS FLOW
Paw – cmH2O
0
10
20
30
40
50
MAX
BEREICH
MIN
0
10
20
30
40
Bias Flow – l/min
OFF-PATIENT (kein Patient angeschlossen)
1. Setzen Sie einen Stopfen in das Y-Stück des Patientenkreislaufs ein und schalten Sie beide Gasquellen ein.
2. Stellen Sie den „BIAS FLOW“ auf 20 l/min und den Durchschnittsdruckbegrenzungswert auf „Max“ ein.
3. Beaufschlagen Sie das System mit Druck, indem Sie die „RESET“-Taste gedrückt halten und einen Durchschnittsdruck von 19 bis 21 cmH2O einstellen.
4. Stellen Sie „FREQUENCY“ auf 15 ein, „% I-Time“ auf 33 und drücken Sie dann die Taste „START/STOP“, um den Oszillator zu starten.
5. Stellen Sie „POWER“ auf 6,0 und zentrieren Sie den Kolben.
6. Beachten Sie die folgenden Paramenter unter Berücksichtigung des Höhenbereichs, in dem Ihre Einrichtung liegt, und stellen Sie sicher, dass diese Werte in den angegebenen Bereichen liegen.
HÖHE (ft.) DURCHSCHNITT (cm H2O) Δ P (cmH2O)
0-2000 15-23 56-75
2000-4000 15-23 52-70
4000-6000 15-23 48-65
6000-8000 15-23 44-80
8000-10,000 15-23 41-56

Abbildung 4.2. Beatmungsgerät – Funktionstests

Die beiden in Abbildung 4.2 dargestellten Grafen unterstützen den Anwender bei der Einstellung der Bedienelemente „Mean Pressure Adjust“ und „Bias Flow“, um dabei sicherzustellen, dass das Beatmungsgerät 3100A ordnungsgemäß und problemlos funktioniert.

Der linke Graf zeigt an, welche Einstellung des Bedienelements „Power“ in etwa erforderlich ist, um einen bestimmten ΔP-Druck zu erreichen. Der rechte Graf gibt den Bias Flow an, der erforderlich ist, um unterschiedliche Durchschnittsdruckwerte mithilfe des einfach drehbaren Bedienelements „Mean Pressure Adjust“ einzustellen.

Wenn Sie einen bestimmten Atemweg-Durchschnittsdruck festlegen, wird der Bias Flow angezeigt, der erforderlich ist, um den Durchschnittsdruck höher oder niedriger als gewünscht einzustellen. Stellen Sie das Bedienelement „Mean Pressure Control“ so ein, dass es in etwa senkrecht nach oben zeigt und stellen Sie den Wert des Bias-Flows so ein, dass der gewünschte $\overline{Paw}$-Pegel, wie auf dem Grafen angezeigt, genau in dessen mittlerem Bereich liegt. Wenn das System in Betrieb ist, zeigen die Einstellungen der Bedienelemente, die sich auf den ausgeübten und angezeigten Druck beziehen, an, dass das System ordnungsgemäß funktioniert. Dies geschieht unabhängig davon, ob ein Patient angeschlossen ist oder nicht.

Kapitel 5: Klinische Richtlinien

Behandlungsstrategien

Die in diesem Kapitel beschriebenen klinischen Richtlinien reflektieren von Dr. Robert deLemos und seinen Kollegen im Wilford Hall Medical Center, Lackland Air Force Base, Texas, entwickelte Behandlungsstrategien. Nach ihrer anfänglichen Arbeit mit frühgeborenen Pavianen verbesserten sie ihre Strategie im Verlauf der Behandlungen von hunderten von Neugeborenen mit einem breiten Spektrum von Lungenerkrankungen. Die grundlegenden hier beschriebenen Strategien wurden später in multizentrischen Kontrollstudien validiert.

Die pädiatrischen Strategien wurden während einer prospektiven randomisierten Kontrollstudie in pädiatrischer ARDS (akute respiratorische Insuffizienz) entwickelt. Bei diesen Strategien handelt es sich nur um empfohlene Vorgehensweisen, und es gibt möglicherweise andere Vorgehensweisen, die gleichermaßen effektiv sein können.

Für die randomisierte Kontrollstudie wurde „erfolglose konventionelle Beatmung“ folgendermaßen definiert: ein beatmeter Patient mit einem Sauerstoffindex (100 x FIO_2 x MAP/PaO_2) von mehr als 13 in zwei arteriellen Blutgaswerten, die in einem Zeitraum von sechs Stunden entnommen wurden.

Die prospektive randomisierte Studie des 3100A an Kindern bestand hauptsächlich aus Patienten, die weniger als 20 kg wogen. Obwohl die Studie die Fähigkeit, Kinder bis zu 30 kg zu beatmen, demonstrierte, sind diese Einzelergebnisse auf Grund der geringen Anzahl unbedeutend. Die in dieser Studie mit dem 3100A behandelten pädiatrischen Patienten waren bis zu 11 Jahre alt und bis zu 16 Jahre in den gemeldeten Rettungsfällen.

Einstellen der Bedienelemente des 3100A, um Behandlungsstrategien durchzuführen

Die hier beschriebenen Behandlungsstrategien sind leicht durchzuführen, da in den meisten klinischen Situationen nur zwei der sechs Bedienelemente des 3100 A regelmäßig eingestellt werden müssen. Diese sind:

- Mittlerer Atemwegsdruck und
- Oszillationsdruckamplitude (ΔP).

Die anderen vier Bedienelemente,

- Bias Flow,
- Kolbenzentrierung,
- Frequenz und
- Anzeige für % Inspirationszeit,

werden, wie unten beschrieben, selten während eines Verfahrens verstellt.

Bias Flow

Beim 3100A ist ein kontinuierlicher Durchfluss von frischem, angefeuchtetem Gas von einem Neugeborenen-/pädiatrischen Luftbefeuchter und Luft-/Sauerstoffmischgeräts erforderlich, um Sauerstoff zu regenerieren und Kohlendioxid aus dem Patientenkreislauf zu entfernen. Abgesehen von einem Mindesterhaltungsniveau hat ein erhöhter Bias Flow weder eine positive noch eine negative Auswirkung auf die Oxygenierung, wobei Veränderung im Bias Flow zu Veränderungen im $\overline{Paw}$ führen können. In der Praxis sind normalerweise die folgenden Einstellungen angebracht:

Frühgeboren	10-15 l/min	Kleines Kind	15-25 l/min
Nahe dem Geburtstermin	10-20 l/min	Großes Kind	20-30 l/min

Wenn hohe Oszillationsamplituden (proximal ΔP >70cmH_20), benötigt werden, sollte der Bias Flow erhöht werden, um sicherzustellen, dass der Clearance Flow des Patientenkreislaufs größer ist als der Oszillationsdurchfluss des Patienten. Ist der Bias Flow unzureichend, erhöht sich der *effektive* Totraum des Patientenkreislaufs. Hierdurch wird der Beatmungseffekt der erhöhten Oszillationsamplituden (ΔP) vermindert.

Wenn weiterhin Anzeichen für eine Zurückbehaltung von Kohlendioxid bestehen, erhöhen Sie den Bias Flow schrittweise um je 5 l/min in Abständen von 15 Minuten. Hierbei müssen Sie bedenken, dass das „$\overline{Paw}$ Adjust"-Bedienelement gegen den Uhrzeigersinn gedreht werden muss, um den gewünschten $\overline{Paw}$ beizubehalten.

Kolbenzentrierung

Die natürliche Ruhestellung des Oszillationskolbens ist in der Mitte des 1-Zoll langen zylinderförmigen Raums, der diesen umgibt. Die maximale erreichbare Oszillationsbewegung wird durch den näheren der beiden mechanischen Anschläge an der Vorder- und Rückseite dieses Zylinders eingeschränkt, wenn dieser von der Mitte wegbewegt wird. Der Kolben-Zentrierungs-regler wird verwendet, um die mittige Position beizubehalten. Dies geschieht durch Versorgung der Oszillatorspule mit direkter Spannung. Hierdurch entsteht eine Gegenkraft, mit der die unterschiedlichen Werte des mittleren Luftwegedrucks ausgeglichen werden, dem die Vorderseite des Kolbens und die Patientenseite eventuell ausgesetzt sind. Da jegliche Veränderungen der Einstellung die Position des Kolbens beeinflussen können, sollte der Kolben ggf. eingestellt und zentriert werden. Wird der Kolben nicht zentriert, kann dies zu Schäden an den Spulen auf dem Kolben und zu einer verringerten Lebensdauer des Treibers führen. Läuft das Gerät mit den maximalen Einstellungen, ist es durch die Verzerrung des Signals von der Anzeige auf der Rückseite des Kolbens u. U. nicht möglich, den Kolben zu zentrieren, Wenn versucht wird, den Kolben während dieser Verzerrung zu zentrieren, kann dies den Kolben stark aus seiner Mittellage bringen und zu Schäden an den Spulen führen.

Frequenz

In den meisten therapeutischen Situationen hat sich eine Frequenz im Bereich von 10-15 Hz als effektiv für frühgeborene sowie nahe dem Geburtstermin geborene Patienten erwiesen. In der Praxis wird die Anfangsfrequenz mit steigendem Gewicht des Patienten verringert. Frequenzen zwischen 6-10 Hz werden bei Kindern häufig verwendet, wobei die niedrigeren Frequenzen normalerweise für größere Kinder verwendet werden.

Normalerweise wird die Frequenzeinstellung während der Therapie nicht verändert. Außergewöhnliche Fälle, die besser auf verringerte Frequenz ansprechen, werden später erläutert.

% Inspiratory time

In den meisten Therapiesituationen hat sich eine Inspirationszeit von 33 % als effektiv erwiesen. Normalerweise bleibt dieses Bedienelement während der Therapie auf 33 % eingestellt. Es gibt Ausnahmefälle, die besser ansprechen, wenn die % Inspirationszeit schrittweise bis zu 50 % erhöht wird.

FiO_2

Die grundlegende Strategie zur Anpassung der Konzentration des eingeatmeten Sauerstoffs (FiO_2) mit dem 3100A entspricht der Strategie bei der konventionellen Beatmung; die Konzentration ist bei der Entwöhnung so weit wie möglich zu senken (im Hinblick auf den Zustand des Patienten).

Mittlerer Atemwegsdruck und Oszillationsdruckamplitude

Diese beiden Bedienelemente sind der Kern der Strategie für die Patientenbehandlung mit dem 3100A.

Mittlerer Atemwegsdruck ($\overline{Paw}$) – Der durchschnittliche Druck in den Luftwegen kann durch den einstufigen Drehregler, der die Inflation des Tellerventils regelt, verändert werden. Das Ventil blockiert dann teilweise den Austritt des Bias Flows aus dem exspiratorischen Teil des Patientenkreislaufs, was zu einem erhöhten Durchschnittsdruck führt. Die Kontrolle des mittleren Atemwegsdrucks ist von entscheidender Bedeutung für die Steuerung der Oxygenierung. Bei einer Erhöhung des mittleren Atemwegsdrucks wird das Lungenvolumen und somit die Oberfläche der Alveolen vergrößert. Die Oxygenierung wird bei einer gegebenen Oszillationsdruckamplitude (ΔP) durch Erhöhen des mittleren Atemwegsdrucks gesteigert und umgekehrt. Im Folgenden werden erkrankungsspezifische Strategien für die Änderung des mittleren Atemwegsdrucks erläutert.

$\overline{Paw}$ schwankt leicht in Abhängigkeit von Temperatur und Luftfeuchtigkeit. Wenn die Temperatur im Patientenatemkreislauf steigt oder fällt (z. B. beim Auffüllen des Befeuchters), sollte der Anwender $\overline{Paw}$ geringfügig anpassen.

Oszillationsdruckamplitude – Veränderungen in der Oszillationsdruckamplitude (ΔP) werden mit dem 10-stufigen „Power"-Regler vorgenommen. Dieses Bedienelement regelt die Stromstärke, mit der die Treiberspule des Linearmotors versorgt wird, der den membranversiegelten Kolben bewegt. Der Kolben wird durch den Rechteckwellenstrom aus der Antriebsspule mit einem nahezu perfekten Rechteckwellenmuster rasch vor und zurück bewegt. Hierbei wird die Höhe des mittleren Atemwegsdrucks, der mit dem genannten Verfahren (mit einem Wert von 50 % für „% Inspiratory Time") im Patientenatemkreislauf eingestellt wurde, symmetrisch durch die Druckschwankungen mit hoher Amplitude (ebenfalls annähernd im Rechteckwellenmuster) überlagert.

Obwohl der 3100A Oszillationsdruck von bis zu 90 cmH_20 Spitze-zu-Spitze am proximalen Endotrachealtubus-Anschlusspunkt des Patientenkreislaufanschlusses erzeugen kann, entstehen keine derartigen Drücke in der Trachea, da die Impedanz des Atmungssystems (deren vorherrschender Bestandteil der Endotrachealtubus ist) diese Hochfrequenz-Druckwellen stark vermindert und gleichzeitig deren Wellenform in ein nahezu dreieckiges Muster verzerrt. Bei einer Frequenz von 15 Hz und einer Compliance von 1 ml/cmH_2O treten die folgenden Verluste auf:

90 %	ET-Tubus mit 2,5 mm
80 %	ET-Tubus mit 3,5 mm
60 %	ET-Tubus mit 4,5 mm
47 %	ET-Tubus mit 5,5 mm
34 %	ET-Tubus mit 6,5 mm

Der Einsatz eines größeren ET-Tubus führt somit zu größeren Distaldruck-Wellenformen und einer stärkeren Reduzierung des arteriellen PCO_2.

Dieses Phänomen bei der Oszillationsdruckamplitude soll anhand des nachstehenden Beispiels näher erläutert werden:

Ein Neugeborenes mit einer Compliance von 1 ml/cmH_2O wird über einen ET-Tubus (2,5 mm) mit dem Patientenatemkreislauf des 3100A verbunden.

Der 3100A arbeitet bei 15 Hz, 33 % Inspirationszeit, einem durchschnittlichen Atemwegsdruck von 25 cmH_2O und einem ΔP von 60 cmH_2O, wodurch der proximale Atemwegsdruck maximal 55 cmH_2O und minimal -5 cmH_2O beträgt. Der maximale Tracheal-Atemwegsdruck beträgt durch die 90%ige Abschwächung durch den ET-Tubus bei 15 Hz maximal 28 cmH_2O und mindestens 22 cmH_2O.

Bei der Compliance von 1 ml/cmH_2O erzeugt dieser distale ΔP von 6 cmH_2O ein hochfrequentes Atemzugvolumen von 6 ml, wobei die Ausdehnung der Lunge anhand des mittleren Atemwegsdrucks von 25 cmH_2O nahezu konstant auf einem angemessenen Niveau gehalten wird.

Bei gegebenen Werten für den mittleren Atemwegsdruck und die Frequenz steht das hochfrequente Atemzugvolumen, das sich aus den Schwingungen des Oszillationsdrucks (ΔP) ergibt, als einziger Mechanismus für die Beatmung (Kohlendioxidentfernung) zur Verfügung. Eine

Erhöhung der Leistung (Power) bewirkt: Die Kolbenbewegung wird erhöht, der Wert für ΔP steigt, das Atemzugvolumen wird vergrößert und die Beatmung wird gesteigert.

Die überwiegende Mehrheit von Neugeborenen und Kindern können mit dieser einfachen Erhöhung von ΔP als Reaktion auf einen höheren Wert für $PaCO_2$ beatmet werden. Einige Patienten benötigen jedoch einen noch höheren ΔP.

In diesem Fall nutzen Sie die frequenzabhängige Abschwächung, die durch den ET-Tubus verursacht wird. Wenn die Frequenz sinkt, entsteht eine geringere Abschwächung und ein größerer distaler ΔP. Dies führt zu einer Erhöhung des zugeführten Atemzugvolumens. Eine Verminderung der Frequenz von 15 Hz auf 10 Hz, in 1 Hz Schritten, ist normalerweise ausreichend, um die anhaltend hohen $PaCO_2$-Werte in Neugeborenen zu regeln, allerdings musste in einigen Fällen die Frequenz in Schritten von 1 Hz auf 5 Hz reduziert werden. Bei extrem seltenen Fällen musste die Frequenz bis auf 3 Hz gesenkt werden.

Niedrigere Frequenzen werden oftmals für größere Kinder verwendet.

Therapieziele

Der Alveolen-Spitzendruck gilt als Ursache für ein Reißen des Atemwegs. Der wichtigste Vorteil der HFOV im Vergleich zur konventionellen Beatmung liegt in der Möglichkeit, die adäquate Beatmung und Oxygenierung bei einem niedrigeren Alveolen-Spitzendruck zu gewährleisten.

Die Beatmung wird mit relativ niedrigen Oszillationsdruckamplituden erzielt. Die Patienten können daher mit einem höheren Atemwegsdruck behandelt werden. Gleichzeitig liegt ein niedrigerer Alveolen-Spitzendruck vor als bei konventionellen Beatmungsgeräten. Durch die erhöhte Beteiligung der Alveolen/Saccularen und die erneute Ausdehnung von atelektatischen Lungenbereichen wird die Oxygenierung und somit die Anpassung von Beatmung und Perfusion verbessert. Die Therapieziele für den Einsatz des 3100A liegen darin, den größten Nutzen aus diesen einzigartigen Merkmalen zu ziehen.

Allgemeine Aspekte der klinischen Strategie

Obwohl es einige krankheitsspezifische Varianten dieser Strategie gibt, sind die grundlegenden Aspekte der Behandlung von Patienten mit dem 3100A für alle Formen von Lungenkrankheiten, für die es sich als effektiv erwiesen hat, die selben. Bei dieser Strategie handelt es sich nur um eine empfohlene Vorgehensweise, und es gibt möglicherweise andere Vorgehensweisen, die gleichermaßen effektiv sein können.

Besondere Erwägungen hinsichtlich größerer Kinder

VORSICHT

Das Gewicht des Patienten ist ein wichtiger Hinweis auf das Lungenvolumen, den anatomischen Totraum und auch auf die Anforderungen des Metabolismus an die Beatmung. Das maximale Hubvolumen des 3100A beträgt etwa 365 ml. Das tatsächlich an den Patienten gelieferte Volumen ist allerdings abhängig von der Leistungseinstellung, der Frequenz, der Größe des Endotrachealtubus und der Compliance des Atmungssystems des Patienten. Daher muss bei größeren Kindern besonders auf Beatmungsanforderungen und $PaCO_2$ geachtet werden.

Die Leistungsdiagramme in Anhang B dieses Handbuchs dienen als Anhaltspunkt für diese Beziehungen. Bei individuellen Patienten und Geräten können jedoch Schwankungen auftreten.

Beatmung

1. Die Beatmung (Kohlendioxidentfernung) hauptsächlich durch Einstellen der Oszillationsdruckamplitude (ΔP) kontrollieren. Erhöhen der ΔP verbessert die Beatmung. Zu Beginn der Therapie ΔP gerade hoch genug einstellen, um eine wahrnehmbare Bewegung der Brustkorbwand zu erzeugen.

2. Ist die maximale ΔP nicht in der Lage, die Beatmung zu verbessern, als Ausweichmethode die Frequenz reduzieren, um die geringere Abschwächung des ET-Tubus bei niedrigerer Frequenz zu nutzen und das zugeführte Atemzugvolumen zu erhöhen.
3. Ist $PaCO_2$ weiterhin erhöht, mit der Reduzierung der Frequenz fortfahren. Ein Minimum von 3 Hz ist normalerweise ausreichend.
4. Ist $PaCO_2$ weiterhin erhöht, das Hochfrequenz-Atemzugvolumen durch Erhöhen der % Inspirationszeit um bis zu 10 % bis auf 50 % zu erhöhen.

Oxygenierungskontrolle

1. Oxygenierung hauptsächlich durch Gewährleistung des $\overline{Paw}$ im benötigten Bereich kontrollieren, um zufriedenstellende Lungeninflation (normalerweise 10-30 % höher als der bei konventionellen Beatmungsgeräten verwendete Bereich) zu erzielen. Eine Röntgenaufnahme des Brustkorbs, die neun posteriore Rippen über der Ebene des Zwerchfells zeigt, kann als Indikation der ausreichenden Inflation verwendet werden. Verbessert sich daraufhin die Lungen-Compliance, wird es notwendig, den $\overline{Paw}$ zu reduzieren, um eine Überinflation der Lunge zu vermeiden. Die Ausnahme zur Anwendung von höherer $\overline{Paw}$, um die Oberfläche der Alveolen zur normalisieren, ist Luftaustrittssyndrom. Hier ist es ratsam, $\overline{Paw}$ ähnlich konventioneller Beatmung (geringeres Lungenvolumen) zu akzeptieren, und mehr FIO_2 zu verwenden.
2. Die Entwöhnung von FIO_2 auf weniger als 0,6 bevor der Entwöhnung zur Priorität machen, um den durchschnittlichen Atemwegsdruck zu reduzieren. Sobald FIO_2 unter 0,6 liegt, den Schwerpunkt der Entwöhnung auf einen niedrigeren durchschnittlichen Atemwegsdruck legen und dabei normale Lungeninflation und PaO_2 beibehalten.

Entwöhnung

Auf konventionelle Atmung entwöhnen, sobald die folgenden Bedingungen erfüllt wurden:

1. Pneumothorax und/oder interstitielles Lungenemphysem (PIE), sofern vorhanden, wurden geheilt.
2. Durchschnittlicher Atemwegsdruck wurde auf einen Bereich von 6-12 cmH_2O entwöhnt.
3. ΔP wurde auf weniger als 30 cmH_2O entwöhnt.
4. Arterielle Blutgaswerte wurden in den folgenden Bereichen stabilisiert:

   pH = 7,25–7,45

   $PaCO_2$ = 35–50

   PaO_2 = 50–80

Durchschnitt und Bereich der 3100A Einstellungen

Für ein besseres Verständnis der Durchschnittswerte und Bereiche der Einstellungen des 3100A, die bei klinischer Anwendung zu erwarten sind, fasst die untenstehende Tabelle die Erkenntnisse aus den neugeborenen und pädiatrischen Multi-Center-Studien zusammen.

Durchschnitt und Bereich der 3100A Einstellungen aus der Multi-Center-Studie

ZEIT	FIO_2	FREQUENZ	$\overline{Paw}$	ΔP	% IT
Zu Beginn	0,85 (0,53–1,0)	15 (10–15)	17 (11–35)	45 (26–75)	33 (33–33)
Während der Behandlung	0,81 (0,3–1,0)	15 (4–15)	15 (6–35)	41 (11–80)	33 (33–50)
Beim Entwöhnen	0,30 (0,22–0,41)	15 (15–15)	10 (7–19)	31 (10–43)	33 (33–33)

Zusammenfassung der HFOV Behandlungsstrategien

Als zusätzliche Hilfe bei der Ausführung dieser Beatmungs- und Oxygenierungsstrategien ist die Tabelle, die in den Multi-Center-Studien verwendet wurde, unten abgebildet.

Zusammenfassung und Hintergründe der therapeutischen Interventionsmaßnahme HFOV

Klinische Indikatoren	Therapeutische Interventionen	Behandlungsprinzip
FIO_2 über 0,60		
Hoher $PaCO_2$ mit:		
PaO_2 = in Ordnung	ΔP erhöhen	ΔP erhöhen, um optimalen $PaCO_2$ zu erreichen
PaO_2 = niedrig	$\overline{Paw}$ erhöhen, ΔP, FIO_2	$\overline{Paw}$ und FIO_2 einstellen, um O_2-Zufuhr zu verbessern
PaO_2 = hoch	ΔP erhöhen, FIO_2 reduzieren	FIO_2 reduzieren, um O_2-Kontakt zu verringern
FIO_2 über 0,60		
Normaler $PaCO_2$ mit:		
PaO_2 = in Ordnung	Kein Eingreifen	Kein Eingreifen
PaO_2 = niedrig	$\overline{Paw}$ erhöhen, FIO_2	$\overline{Paw}$ und FIO_2 einstellen, um O_2-Zufuhr zu verbessern
PaO_2 = hoch	FIO_2 reduzieren	FIO_2 reduzieren, um O_2-Kontakt zu verringern
FIO_2 über 0,60		
Niedriger $PaCO_2$ mit:		
PaO_2 = in Ordnung	ΔP reduzieren	ΔP reduzieren, um optimalen $PaCO_2$ zu erreichen
PaO_2 = niedrig	$\overline{Paw}$ /FIO_2 erhöhen, ΔP reduzieren	$\overline{Paw}$ und FIO_2 einstellen, um O_2-Zufuhr zu verbessern
PaO_2 = hoch	FIO_2, ΔP reduzieren	FIO_2 reduzieren, um O_2-Kontakt zu verringern
FIO_2 unter 0,60		
Hoher $PaCO_2$ mit:		
PaO_2 = in Ordnung	ΔP erhöhen	ΔP erhöhen, um optimalen $PaCO_2$ zu erreichen
PaO_2 = niedrig	FIO_2 erhöhen, ΔP erhöhen	FIO_2 erhöhen, um PaO_2 zu verbessern
PaO_2 = hoch	ΔP erhöhen, $\overline{Paw}$ reduzieren	$\overline{Paw}$ reduzieren, um PaO_2 zu reduzieren
FIO_2 unter 0,60		
Normaler $PaCO_2$ mit:		
PaO_2 = in Ordnung	Kein Eingreifen	Kein Eingreifen
PaO_2 = niedrig	FiO_2 erhöhen	FIO_2 erhöhen, um PaO_2 zu verbessern
PaO_2 = hoch	$\overline{Paw}$ reduzieren, FIO_2	$\overline{Paw}$ und FIO_2 reduzieren, um PaO_2 zu reduzieren
FIO_2 unter 0,60		
Niedriger $PaCO_2$ mit:		
PaO_2 = in Ordnung	ΔP reduzieren	ΔP reduzieren, um optimalen $PaCO_2$ zu erreichen
PaO_2 = niedrig	FIO_2 erhöhen, ΔP reduzieren	FIO_2 erhöhen, um PaO_2 zu verbessern
PaO_2 = hoch	$\overline{Paw}$ reduzieren, ΔP reduzieren	$\overline{Paw}$ reduzieren

Erkrankungsspezifische Abweichungen von den allgemeinen klinischen Strategien

Homogene Lungenerkrankung ohne bedeutenden Luftaustritt

Die folgenden primären Diagnosebilder stehen mit dieser Gruppe von Lungenerkrankungen in Zusammenhang: Pneumonie und Atemnotsyndrom.

Bei diesen Diagnosen beachten Sie die allgemeinen Strategien, die im vorliegenden Kapitel beschrieben wurden.

Nicht-homogene Lungenerkrankung, Luftaustrittssyndrom und Erkrankung der Luftwege

Die folgenden primären Diagnosen stehen mit dieser Erkrankungsgruppe in Zusammenhang: Mekonium-Aspirationssyndrom, Interstitielles Lungenemphysem (PIE), und schwerer wiederkehrender Pneumothorax. Die folgenden pathophysiologischen Vorgänge treten hauptsächlich auf: Anhaltender Gasaustritt aus den Atemwegen und den Alveolen in das interstitielle Gewebe der Lunge oder in die Brustfellhöhle sowie Gasstau in der Lunge.

Bei diesen Diagnosen beachten Sie ebenfalls die beschriebenen allgemeinen Strategien, jedoch mit den folgenden wichtigen Änderungen hinsichtlich Schwerpunkt und Druckwerten:

- a. Bei einem FiO_2 von mehr als 0,6 legen Sie einen gleichgewichtigen Schwerpunkt auf die Entwöhnung auf einen niedrigeren mittleren Atemwegsdruck, auch wenn hierbei höhere Werte für $PaCO_2$ und niedrigere Werte für PaO_2 (besonders bei frühgeborenen Patienten) akzeptiert werden müssen, um den inspiratorischen Spitzendruck zu senken und somit das Risiko eines Staus und eines anhaltenden Luftaustritts zu verringern.
- b. Beginnen Sie die Therapie mit einer niedrigeren Frequenz (normalerweise 6-10 Hz). Auf diese Weise erzielen Sie eine längere Exspirationszeit, sodass das Risiko eines Gasstaus weiter vermindert wird.

Nebenwirkungen

Wie die konventionelle Überdruckbeatmung birgt auch die hochfrequente Beatmung bei dieser Patientengruppe verschiedene systembedingte Risiken. Diese potenziellen Nebenwirkungen umfassen: Unter-/Überbeatmung, Unter-/Überbefeuchtung, Intraventrikuläre Blutung (IVH), Bronchopulmonare Dysplasie (BPD), Nekrotisierende Trachealbronchitis (NTB), Atelektase, Hypotonie, Pneumothorax, Pneumoperikardium, Pneumomediastinum, Pneumoperitoneum und interstitielles Lungenemphysem (PIE).

VORSICHT

Die Empfehlungen in diesem Kapitel hinsichtlich der Thoraxröntgendarstellung und zerebralen Ultraschalls zur Patientenüberwachung sind strikt zu beachten. Während der Hochfrequenz-Oszillationsbeatmung (wie bei allen Beatmungsformen) sollte die Wechselwirkung zwischen Verbesserung der Lungen-Compliance, unbeabsichtigtem Anstieg des Lungenvolumens, Anstieg des Pleuradrucks und vermindertem venösen Rücklauf beachtet werden, da diese eine Verminderung der Herzleistung und möglicherweise ein erhöhtes Risiko von IVH bei Neugeborenen zufolge haben kann.

WARNUNG

Plötzliche, unerklärte Bradykardie-Ereignisse, die mit keinen anderen klinischen Veränderungen in Verbindung gebracht werden, sind bei Neugeborenen möglich, die von der HFOV-Therapie entwöhnt werden oder fast entwöhnt sind. Diese Vorfälle weisen eventuell auf schnelle Verbesserung der Lungencompliance der Patienten mit Überdistention während der HFOV-Therapie hin, und erfordern die schnelle Entwöhnung von $\overline{Paw}$ oder den Wechsel zur konventionellen Beatmung.

VORSICHT

Die Patientenwerte $tcPCO_2$ und $tcPO_2$ oder SpO_2 müssen kontinuierlich überwacht werden, um sicherzustellen, dass sich die Blutgaswerte im gewünschten Bereich befinden. Es ist wichtig, dass die Atemwege des Patienten während der Hochfrequenz-Oszillationsbeatmung frei und uneingeschränkt bleiben. Um die Atemwege freizuhalten, sollten grundsätzlich geeignete Absaugprozeduren gewährleistet sein. Hinweise dazu finden Sie im Abschnitt „Absaugrichtlinien“ in Kapitel 5, „Klinische Richtlinien“. Da ausschließlich der proximale Atemwegsdruck überwacht wird, kann bei einer Verengung oder Restriktion kein Alarm ausgelöst werden.

Empfohlene Zeitabstände für die Überwachung

Die empfohlene Frequenz zur Überwachung der Lungenstatus-Schlüsselparameter ist wie folgt:

Arterielle Blutgaswerte

a. Alle 45 bis 60 Minuten sofort nach Einleiten der HFOV für die Zuordnung zu transkutanen Werten

b. Alle 2 Stunden für einen Zeitraum von 8 Stunden

c. Alle 4 Stunden für einen Zeitraum von 16 Stunden

d. Alle 8 bis 12 Stunden, abhängig von den Richtlinien Ihrer Einrichtung für laufende Behandlungen

Anmerkung: Arterielle Blutgaswerte sollten innerhalb einer Stunde nach einer bedeutenden Einstellungsänderung, oder wie klinisch indiziert, überprüft werden.

Nichtinvasive Blutgase ($tcPO_2$, $tcPCO_2$ und SpO_2)

Nicht-invasive Blutgaswerte sollten kontinuierlich überwacht werden. Dies ist besonders bei größeren Kindern mit mehr Totraum und höheren Anforderungen des Metabolismus an die Beatmung wichtig.

Thoraxröntgen

a. Innerhalb von 4 Stunden nach HFOV-Beginn.

b. In den nachfolgenden 24 Stunden alle 12 Stunden

c. In den nachfolgenden 5 Tagen alle 24 Stunden

d. In den nachfolgenden 8 Tagen alle 48 Stunden

e. Danach jede Woche während der Dauer der HFOV, oder wie klinisch indiziert.

f. Bei Verdacht auf Überbelüftung der Lunge

Zerebraler Ultraschall

Eine Ultraschalluntersuchung bei Neugeborenen nach Beginn der Behandlung, danach wie benötigt. Zerebrale Ultraschalls sind normalerweise nicht bei Kindern indiziert.

Absaugrichtlinien

Der Bedarf zur Absaugung während der HFOV ist gemäß der Richtlinien Ihrer Einrichtung sowie gemäß klinischer Anzeichen zu bestimmen, wie bei der konventionellen Beatmung (CV). Bei den multizentrischen Studien wurden keine Unterschiede bei der Häufigkeit von Absaugvorgängen zwischen HFOV- und CV-Patienten festgestellt. Bei schwerstkranken Säuglingen ist unter bestimmten Umständen allerdings eine häufigere Absaugung indiziert (insbesondere nach erfolgter Stabilisierung).

Ein geschlossenes Inline-Absaugsystem oder ein Absaugadapter kann verwendet werden, wenn die Funktion des $P_{\overline{aw}}$-Alarms nicht gestört wird. Siehe VORSICHT unten.

VORSICHT

Verwenden Sie keine fremden Beatmungskreiskomponenten (wie beispielsweise einen Absauganschluss) ohne eine zweite externe Alarmfunktion, die eine Trennung des Beatmungsgeräts erkennen kann. Aufgrund der Inline-Druckeigenschaften solcher Zusatzkomponenten kann die $P_{\overline{aw}}$-Alarmfunktion eine unbeabsichtigte Unterbrechung des Beatmungskreislaufs möglicherweise nicht mehr korrekt erkennen.

Absichtlich leer gelassen

Kapitel 6: Wartung und Problembehebung

In diesem Kapitel werden die Wartungsarbeiten und die Schritte zur Problembehebung für das Modell 3100A vorgestellt, mit denen die Anwender und Servicetechniker vertraut sein sollten.

Schaltpläne, Teilelisten, Beschreibungen, Kalibrierungsanleitungen und andere Informationen für die Reparatur von Teilen, die vom Hersteller zur Instandsetzung vorgesehen sind, werden auf Anfrage durch CareFusion oder die offizielle CareFusion-Vertretung bereitgestellt, damit die vom ***Hersteller geschulten Techniker*** diese Arbeiten durchführen können. Wenn Sie an einer Werksschulung interessiert sind, wenden Sie sich bitte an die Kundendienstabteilung von CareFusion. Dort erhalten Sie weitere Informationen zu den Zeitplänen und Gebühren für die biomedizinischen Schulungskurse.

WARNUNG
Die in diesem Kapitel beschriebenen, empfohlenen Wartungsarbeiten müssen durchgeführt werden, da ansonsten Gesundheitsschäden beim Patienten und/oder Bedienpersonal sowie Geräteschäden auftreten können.

Reinigung des Gehäuses

Bei der Oberflächenreinigung des 3100A wischen Sie das Gerätegehäuse mit einer schwach desinfizierenden Lösung ab. Sprühen Sie das Flüssigreinigungsmittel nicht direkt auf die Gehäuseoberfläche, sondern auf ein Tuch. Wringen Sie das Tuch kräftig aus, bevor Sie das Gerät abwischen.

VORSICHT
Flüssigkeiten dürfen ***nicht*** in das Gerät eindringen.

Anmerkung

Reinigen Sie die Gehäuseoberfläche einschließlich der Treibermembrane des 3100A nicht mit Alkohol oder Sterilisationsmitteln.

Reinigen Sie die Gehäuseoberfläche einschließlich der Treibermembrane des 3100A nicht mit scheuernden Reinigungsmitteln oder Lösungsmitteln.

Wartungsarbeiten

Der Anwender ist für die folgenden Wartungsarbeiten zuständig:

- Leeren der Wasservorlage
- Austauschen der Kompressoreinlass-Filterkassetten
- Austauschen der Batterie für den Stromausfallalarm
- Reinigen des Säulen-Feinfilters
- Austauschen des Patientenatemkreislaufs

Leeren der Wasservorlage

Die Wasservorlage muss wie folgt geleert werden.

VORSICHT

Die Wasservorlage ist in regelmäßigen Abständen zu leeren. Lassen Sie während des Betriebs des Beatmungsgeräts eine kleine Menge Wasser auf dem Boden des Wasservorlagenbehälters. Dies fungiert als Fluss- und Druckverschluss zwischen dem Beatmungsgerät und der Auslassöffnung des Ablaufes.

Das Ablassventil zum Öffnen nach unten drehen. Leeren Sie den Inhalt der Wasservorlage in einen Einmalbecher oder in einen desinfizierbaren Behälter.

Wenn das Modell 3100A nicht in Betrieb ist, kann der Wasservorlagebehälter vollständig geleert werden.

VORSICHT

Stellen Sie sicher, dass der Absperrhahn der Wasservorlage vor der Durchführung einer Kalibrierung des Patientenatemkreislaufs geschlossen wurde. Falls der Absperrhahn geöffnet ist, kann die Kalibrierung des Patientenkreislaufs (39-43 cmH_2O) möglicherweise nicht korrekt durchgeführt werden und der verfügbare $\overline{Paw}$ wird reduziert.

Austauschen der Kompressoreinlass-Filterkassetten

Die Einlassfilterkassetten (0,1 Mikron) befinden sich am Einlass des DISS-Sauerstoff-Fittings „Inlet From Blender“ sowie am DISS-Luft-Fitting „Air Cooling Inlet“. Hiermit werden Schmutzpartikel und Feuchtigkeit aufgefangen, bevor diese in das Modell 3100A HFOV eintreten können.

VORSICHT

Die Einlassfilterkassetten für die Gasgemisch- und Lufteinlässe des Beatmungsgeräts müssen spätestens nach 500 Betriebsstunden ausgetauscht werden. Beachten Sie hierzu die Hinweise in diesem Kapitel. Falls Filterkassetten nicht oder durch nicht zugelassene Kassetten ersetzt werden, kann dies zu Gesundheitsschäden beim Patienten und/oder einem Geräteschaden führen. Verwenden Sie ausschließlich Kassetten von CareFusion (Teilenr. 767163, Paket mit 10 Stück).

Der Austausch sollte mindestens alle 500 Betriebsstunden erfolgen. Unter Umständen weisen die Gasleitungen Ihres Krankenhauses jedoch eine höhere Verunreinigung auf. Beim ersten Einsatz des Modells 3100A HFOV an einem neuen Standort im Krankenhaus sind die Filterkassetten daher nach 100 Betriebsstunden auf Verunreinigungen zu prüfen, die den Durchfluss behindern, und dann erneut nach 300 Betriebsstunden. Auf diese Weise stellen Sie fest, ob das Austauschintervall von 500 Betriebsstunden ausreichend ist oder nicht.

Eine Filterkassette, in der Verunreinigungen aufgefangen wurden, die den Durchfluss behindern, führt zu einem Abfall des Gaseingangsdrucks am betreffenden DISS-Fitting. Dies führt zur Auslösung des Alarms „Gasversorgung niedrig“ (Source Gas Low). Eine Beschreibung dieser Alarmanzeige finden Sie in Kapitel 3.

Mit dem folgenden Verfahren tauschen Sie eine Kassette aus:

1. Drehen Sie die Luft- und Sauerstoffzufuhrleitungen zu und trennen Sie die Leitungen vom Gerät.
2. Schrauben Sie das Gehäuse des Einlassfilters auf.
3. Entnehmen Sie die alte Kassette.
4. Bringen Sie die neue Kassette an. Zwei Reservekassetten werden mit dem 3100A Beatmungsgerät geliefert.
5. Verschrauben Sie den Filter wieder.

6. Notieren Sie die Angabe des Betriebsstundenzählers (Elapsed Time) auf dem Filterwechsel-Berichtsetikett, das an der Rückseite des 3100A angebracht ist (siehe Abbildung 6.1).

Bericht über Filterwechsel: Gemisch/Kühlgas			
Filter sollten alle 500 Betriebsstunden gewechselt werden.			
AUSGE-WECHSELT	AUSGE-WECHSELT	AUSGE-WECHSELT	AUSGE-WECHSELT
_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden
_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden
_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden
_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden
_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden
_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden
_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden
_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden
_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden
_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden	_____Stunden

P/N 767159 A

Abbildung 6.1. Filterwechsel-Bericht

VORSICHT

Die neue Filterkassette muss wieder sicher verschraubt werden. Verdrehte oder lockere Befestigung kann zu Lecks und einem Herausrutschen des Kassettengehäuses führen. Falls das Kassettengehäuse herausrutscht, funktioniert das Beatmungsgerät nicht mehr.

Austauschen der Batterie für den Stromausfallalarm

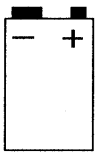


Abbildung 6.2.

Wenn die gelbe LED Anzeige „Battery Low“ auf der Vorderseite des Steuergeräts aufleuchtet, sollte die Batterie des Stromausfallalarms so schnell wie möglich ersetzt werden. Der Zugriff auf diese Batterie erfolgt über die Klappe an der Geräterückseite. Verwenden Sie eine qualitativ hochwertige 9-Volt-Alkalinebatterie (siehe Abbildung 6.3).

Abbildung 6.3.

Die Ausrichtung der Batterie ist auf dem Batterieanschlussaufkleber (siehe Abbildung 6.2) 9V ALKALINE BATTERY 6LR61 aufgeführt.

Reinigen des Säulen-Feinfilters

Nach jedem Einsatz am Patienten ist der Feinfilter in der Säule des Modells 3100A HFOV zu reinigen. Nehmen Sie die Filterkassette aus der Halterung an der Säulenrückseite heraus. Schütteln Sie die groben Verschmutzungen aus der Filterkassette. Spülen Sie die Kassette in warmem Seifenwasser aus, lassen Sie sie trocknen und setzen Sie die Kassette wieder in die Halterung ein. Wenn dieses Verfahren nicht durchgeführt wird, kann im Lauf der Zeit eine beträchtliche Einschränkung des Luftkühlungsstroms zum Rechteckwellentreiber des Oszillators auftreten. Dies führt wiederum zu einer Überhitzung des Treibers und schließlich zu einer Betriebsstörung des Oszillators.

Austauschen des Patientenatemkreislaufs

Den Patientenkreislauf so oft wie in den Richtlinien Ihrer Einrichtung für konventionell beatmete Patienten vorgeschrieben austauschen. Entsorgen Sie die drei Abdeckungen/Membranen sowie die Balg-/Wasservorlage-Baugruppe. ***Diese Teile können unter keinen Umständen wiederverwendet werden.*** Der Patientenatemkreislauf ist für den Gebrauch an einem einzigen Patienten empfohlen. Soll der Patientenatemkreislauf wiederverwendet werden, den Standardmethoden Ihrer Einrichtung zum Desinfizieren von Kunststoffteilen von Beatmungsgerätekreisläufen folgen.

VORSICHT

Der Patientenkreislauf besteht aus Acryl, Polykarbonat und Polyvinylchlorid (PVC)-Kunststoffen. KEINE Desinfektionslösungen verwenden, die diese Komponenten beschädigen können. Vor dem Gebrauch die Spezifikationen jeglicher Desinfektionslösungen genau prüfen.

Kalibrierung des Patientenatemkreislaufs

Vor dem Gebrauch an einem Patienten muss jeder Patientenatemkreislauf mit dem folgenden auf dem Patientenatemkreis-Kalibrierungsetikett dargestellten Verfahren für das Modell 3100 A kalibriert werden:

PATIENTENATEMKREISLAUF-KALIBRIERUNGSVERFAHREN „OFF PATIENT“ (KEIN PATIENT ANGESCHLOSSEN)

WICHTIG – *Vor* dem Einsatz am Patienten ist der Patientenatemkreislauf mit dem folgenden Verfahren für das Modell 3100A zu kalibrieren:

1. Setzen Sie einen Stopfen in das Y-Stück des Patientenkreislaufs ein und drehen Sie das Bias Flow-Gas auf.
2. Drehen Sie die Durchschnittsdruckregler LIMIT und ADJUST auf „Max“.
3. Stellen Sie den Bias Flow auf 20 l/min ein.
4. Drücken Sie die Taste „RESET“ (Oszillator AUS).
5. Beobachten Sie die Durchschnittsdruckanzeige, und stellen Sie die Patientenatemkreislauf-Kalibrierungsschraube auf einen Wert von 39-43 cm H_2O ein.

765759D

Abbildung 6.4. Patientenatemkreislauf-Kalibrierungsetikett

VORSICHT

Überdrehen Sie die Einstellschraube für die Kalibrierung des Patientenkreislaufs nicht, da das Gerät dadurch beschädigt werden kann. Kurz vor dem Erreichen des Einstellbereichendes trifft die Schraube auf einen mechanischen Anschlag auf.

Sonstige regelmäßige Kalibrierungsarbeiten

Das Modell 3100A HFOV umfasst drei weitere Funktionen, die in regelmäßigen Abständen zu kalibrieren sind:

1. Gleichstromversorgung des Steuergeräts
2. Kalibrierung der Transducer für die Atemwegsdrucküberwachung
3. Kolbenposition und Hubanzeige

Die regelmäßige Kalibrierung dieser Funktionen ist von entscheidender Bedeutung für die ordnungsgemäße Funktion des Modells 3100A HFOV. Wenn eine Kalibrierungsabweichung auftritt, die nicht mit den nachstehenden normalen Kalibrierungsverfahren behoben werden kann, setzen Sie das HFOV-Gerät nicht am Patienten ein. Wenden Sie sich unverzüglich an CareFusion.

Die Betriebsstunden zur Ermittlung des Zeitpunkts für die Kalibrierung dieser Funktionen sind in der Anzeige für die vergangene Zeit (Elapsed Time Meter, Nr. 24) an der Rückseite des Steuergeräts ersichtlich. Die Kalibrierung ist spätestens nach 2000 Betriebsstunden bzw. beim Auftreten von Abweichungen fällig. Ein vom National Institute of Standards and Technology zugelassener rückverfolgbarer digitaler Spannungsmesser und Drucktransducer werden für die vorschriftsmäßige Kalibrierung der Stromversorgung und der Atemwegsdrucküberwachung benötigt.

Um die fehlerfreie Einstellung gewährleisten zu können, ist das Modell 3100A HFOV vor Beginn einer längeren Nutzung des Oszillators bei Raumtemperatur zu kalibrieren. Wenn der Oszillator nach dem Betrieb noch Restwärme aufweist, lassen Sie das Gerät mindestens eine Stunde lang abkühlen, bevor Sie die Kalibrierung vornehmen.

VORSICHT

Die Abdeckungen des Steuergeräts, der Säule sowie aller anderen Komponenten des Beatmungsgeräts dürfen nicht vom Benutzer entfernt werden. Um Stromschläge zu vermeiden, wenden Sie sich bitte bei allen Wartungsarbeiten, die eine Demontage von Abdeckungen erfordern, an einen qualifizierten Servicetechniker für medizintechnische Geräte.

Kalibrierung der Gleichstromversorgung des Steuergeräts

Mit dem folgenden Verfahren kalibrieren Sie die Gleichstromversorgung des Steuergeräts:

1. Schalten Sie die Stromversorgung des 3100A HFOV ab und ziehen Sie den Netzstecker aus der Netzsteckdose.
2. Entfernen Sie die rückwärtige Abdeckung der Säule.
3. Stecken Sie den Netzstecker des 3100A HFOV wieder in die Netzsteckdose ein und schalten Sie das Gerät ein.
4. Siehe Abbildung 6.5 und 6.6, um zu prüfen, welche 5/15V-Stromversorgung im 3100A HFOV installiert wurde. Die Stromversorgung befindet sich direkt unterhalb der Elektronikbaugruppe für den Oszillatorantrieb.

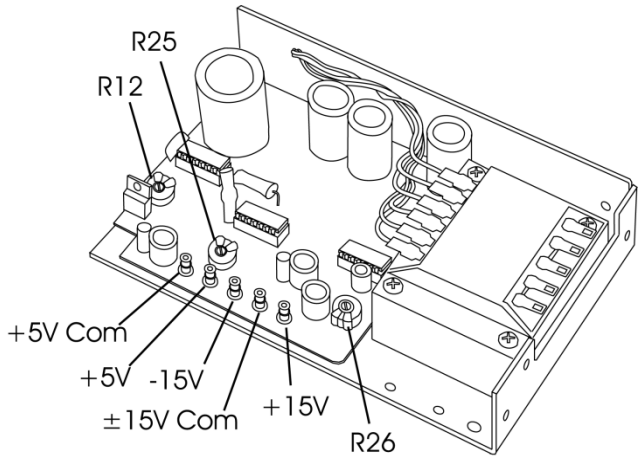


Abbildung 6.5. Potentiometer zur Einstellung der Stromversorgung

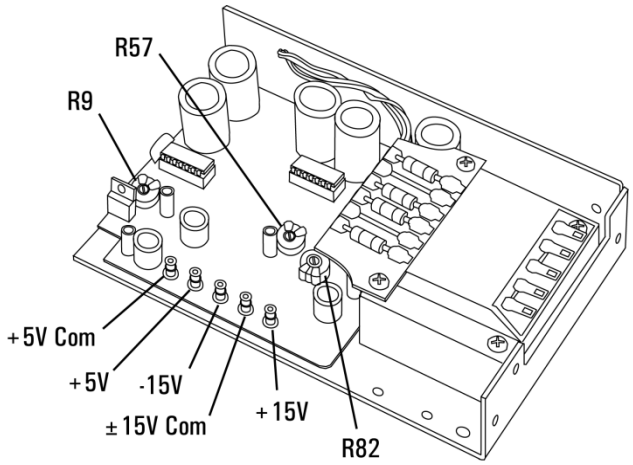


Abbildung 6.6. Potentiometer zur Einstellung der Stromversorgung

5. Verbinden Sie die negative Zuleitung des digitalen Spannungsmessgeräts mit der Com-Anschlussklemme (+5 V) an der Gleichstromversorgung.
6. Verbinden Sie die positive Zuleitung des digitalen Spannungsmessgeräts mit der Anschlussklemme (+5 V) an der Gleichstromversorgung.

Anmerkung

Falls Einstellungen vorgenommen werden sollen, entfernen Sie zuerst die vordere Abdeckung der Säule.

7. Stellen Sie R12/R9 gegebenenfalls so ein, dass das digitale Spannungsmessgerät einen Wert von +5 Volt ±0,25 V anzeigt.
8. Verbinden Sie die negative Klemme des Spannungsmessgeräts mit der Com-Anschlussklemme (±15 V).
9. Verbinden Sie die positive Zuleitung des Spannungsmessgeräts mit der Anschlussklemme (-15 V).
10. Stellen Sie R25/R57 gegebenenfalls so ein, dass das digitale Spannungsmessgerät einen Wert von -15 Volt ±0,75 V anzeigt.
11. Verbinden Sie die positive Zuleitung des Spannungsmessgeräts mit der Anschlussklemme (+15 V).
12. Stellen Sie R26/R82 gegebenenfalls so ein, dass das digitale Spannungsmessgerät einen Wert von +15 Volt ±0,75 V anzeigt.
13. Nach Abschluss der Kalibrierung bringen Sie die Säulenabdeckungen wieder an.

Atemwegsdruck-Überwachungstranducer

Mit dem folgenden Verfahren kalibrieren Sie den Transducer für die Atemwegsdrucküberwachung:

1. Auf der Rückseite des Steuergeräts unterhalb des Batteriefachs befinden sich die Regler für die Nullstellung (ZERO) und den Bereich (SPAN) des Drucktransducers (siehe Abbildung 4.2). Halten Sie einen geeigneten Schraubendreher für eventuelle Einstellungen bereit.
2. Bringen Sie ein Drucktransducer-Messgerät mit digitaler Anzeige am unteren Teil eines 1/8-Zoll-T-Fittings an. Befestigen Sie einen Abgang des T-Fittings direkt am Drucksensorfitting des Patienten „Y“. Befestigen Sie den 1/8-Zoll- PVC-Drucksensorschlauch des 3100A direkt am anderen Abgang des T-Fittings.

3. Setzen Sie einen Gummistopfen (Nr. 1) in das Ende des Patientenatemkreislaufs „T“ ein. Drehen Sie den Bias Flow-Gasdruck auf und drücken Sie so lange auf die Taste „RESET“, bis der Wert für $\overline{P_{aw}}$ angezeigt wird. Bauen Sie durch Einstellung der Bedienelemente für den Durchschnittsdruck (Mean Pressure) und den Bias Flow einen Durchschnittsdruck von 39 bis 43 cmH_2O auf (vgl. Abschnitt zu Startprozeduren in Kapitel 4).
4. Entfernen Sie den Stopfen (Nr. 1), und stellen Sie sicher, dass die DURCHSCHNITTSDRUCKANZEIGE -0,5 to +0,5 cmH_2O anzeigt. Stellen Sie den Regler „ZERO“ an der Rückseite ein, so dass der Messwert in der Anzeige „Mean Pressure“ bis auf ±0,3 cmH_2O mit der Anzeige am Drucktransducer-Messgerät übereinstimmt. Dieser Messwert liegt in der Regel zwischen 0,2 und 0,3 cmH_2O.
5. Setzen Sie den Stopfen (Nr.1) wieder ein und drücken Sie so lange auf die Taste „RESET“, bis der Messwert für $\overline{P_{aw}}$ angezeigt wird. Bauen Sie erneut einen Durchschnittsdruck von 39 bis 43 cmH_2O auf (siehe Schritt 3).
6. Stellen Sie den Regler „SPAN“ an der Rückseite ein, sodass der Messwert in der Anzeige „Mean Pressure Monitor“ bis auf ±0,3 cmH_2O mit der Anzeige am Drucktransducer-Messgerät übereinstimmt.
7. Wenn keine Einstellung des Reglers „SPAN“ anfällt, ist der Kalibrierungsvorgang abgeschlossen. Falls eine Einstellung mit dem Regler „SPAN“ erforderlich ist, wiederholen Sie Schritte 4, 5 und 6 (in der Regel zweimal), bis sowohl der Wert nahe Null als auch der Wert im Bereich von 39 bis 43 cmH_2O bis auf ±0,3 cmH_2O übereinstimmen.
8. Die Kalibrierung des Drucktransducers ist nun abgeschlossen.

Kalibrierung der Kolbenposition und Hubanzeige

Mit dem folgenden Verfahren kalibrieren Sie die Kolbenspositions- und Hubanzeige:

1. Schalten Sie die Stromversorgung des 3100A ab und ziehen Sie den Netzstecker heraus.
2. Entfernen Sie die vier Schrauben und ziehen Sie die Abdeckung des Steuergeräts ab.
3. Stecken Sie den Netzstecker des 3100A wieder in die Netzsteckdose ein und schalten Sie das Gerät ein.
4. Drehen Sie nur den Druck der Bias Flow-Gasquelle auf.

Anmerkung

Die Kühlluft **nicht** *einschalten.*

5. Lassen Sie den ET-Tubusanschluss des Patientenkreislaufs zum Starten offen, halten Sie jedoch den Gummistopfen Nr. 1 bereit.
6. Siehe Abbildung 7.1, um die Schraubendreher-Potentiometer R1, R4 und R7 für das dynamische Hubanzeigenboard (DDI) innerhalb des Steuergeräts zu finden.

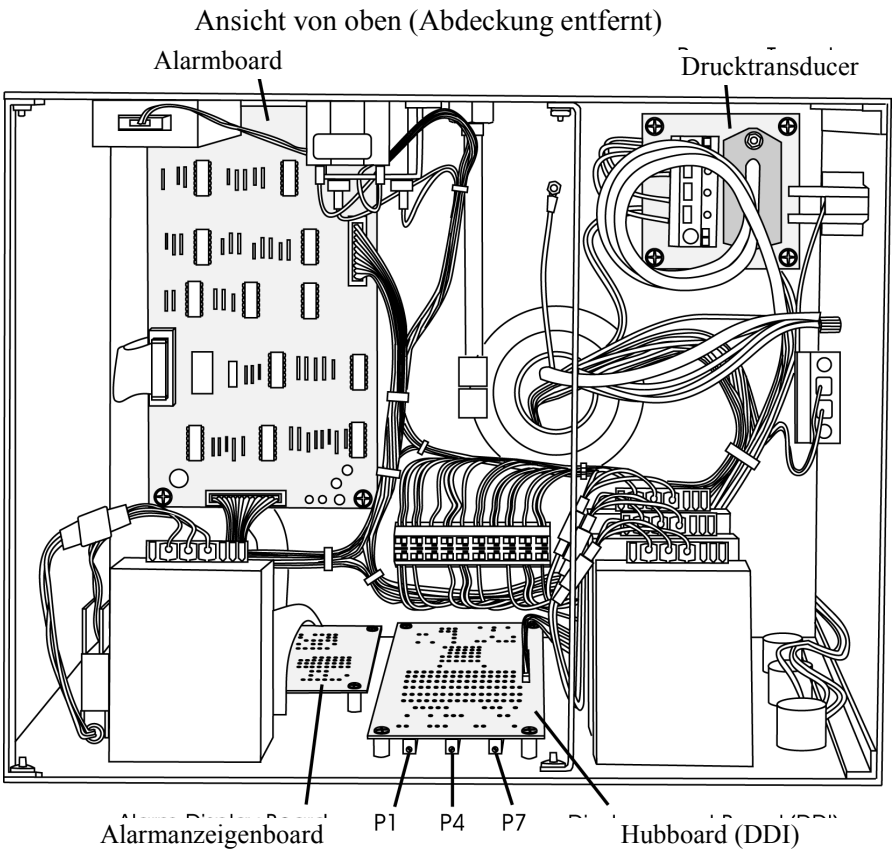


Abbildung 6.7. Steuergerätplatine und Komponentenlayout

7. Stellen Sie die Bedienelemente zur Einstellung des Durchschnittsdrucks „LIMIT“ und „ADJUST“ auf „Max“ (vollständig im Uhrzeigersinn).
8. Stellen Sie den Bias Flow auf 20 l/min ein.
9. Stellen Sie den „Set Max $\overline{Paw}$ “-Einstellradschalter auf 00.
10. Achten Sie darauf, dass der Oszillator deaktiviert ist.
11. Stellen Sie P7 auf dem DDI-Board so ein, dass das mittlere Segment des Balkendiagramms leuchtet.
12. Führen Sie den Stopfen Nr. 1 in den ET-Tubusanschluss des Patientenkreislaufs ein und beobachten Sie die Durchschnittsdruckanzeige.
13. Der Durchschnittsdruck sollte sofort ansteigen. Überprüfen Sie, ob er sich im Bereich von 39-43 cmH_2O einpendelt.
14. Stellen Sie P1 ein, so dass das Segment ganz rechts auf der Balkendiagrammanzeige aufleuchtet (das Segment am nächsten zu „Max Exp Limit“).

Anmerkung

Bei P7 und P1 wird das leuchtende Segment durch eine Einstellung im Uhrzeigersinn von rechts nach links bewegt.

15. Wiederholen Sie die Schritte 11 bis 14 oben so oft wie nötig, bis keine weiteren Einstellungen von P1 oder P7 mehr notwendig sind. Stellen Sie P7 immer mit herausgezogenem Stopfen ein. Stellen Sie P1 immer mit eingestecktem Stopfen und einem Durchschnittsdruck von 39-43 cmH_2O ein.
16. Lassen Sie den Stopfen im ET-Tubusanschluss stecken.

17. Stellen Sie den Bias Flow auf 15 l/min ein.
18. Stellen Sie den „Set Max Paw“-Einstellradschalter auf über 20 ein.
19. Drehen Sie den Druck der Gasquelle zur Kühlung auf.
20. Stellen Sie Frequency auf 15, und % I-Time auf 33 ein.
21. Drücken Sie RESET und lassen Sie einen Durchschnittsdruck von 20 cmH_2O aufbauen.
22. Starten Sie den Oszillator mit START/STOP.
23. Stellen Sie das „Power“-Bedienelement auf eine ΔP von 30 und zentrieren Sie gleichzeitig den Kolben mit der Kolbenzentrierungssteuerung. Beobachten Sie dabei die ΔP-Druckanzeige.
24. Stellen Sie P4 auf dem DDI-Board so ein, dass insgesamt drei Segmente auf dem Balkendiagramm leuchten.
25. Montieren Sie die Abdeckung des Steuergeräts und stellen Sie die Betriebseinstellungen wieder her, wenn die Kalibrierung abgeschlossen ist.

Regelmäßige Wartungsarbeiten

CareFusion schlägt vier regelmäßige Wartungsintervalle vor, basierend auf beschleunigten Laufzeitbedingungen, klinischer Nutzungshistorie, und der Modellart der in Ihrem 3100A installierten Oszillationskomponente. Diese sind:

1. Nach 4000 Betriebsstunden: Lassen Sie die 1,5-Ohm-Oszillationskomponente (Treiber) gegen eine neue oder überholte Komponente austauschen, die mit neuen Membranen und Aufhängungen versehen ist (diese Teile unterliegen einer Dauerbiegeermüdung). Dieser Austausch muss von einem vom Hersteller geschulten Techniker durchgeführt werden.

Bericht über Treiberwechsel

Treiber sollten alle 4000 Betriebsstunden gewechselt werden

Ausgewechselt	Treiber-Teilenummer	Gewechselt von	Datum
____Stunden	_____	_____	_____
____Stunden	_____	_____	_____
____Stunden	_____	_____	_____
____Stunden	_____	_____	_____
____Stunden	_____	_____	_____
____Stunden	_____	_____	_____
____Stunden	_____	_____	_____
____Stunden	_____	_____	_____
____Stunden	_____	_____	_____
____Stunden	_____	_____	_____
____Stunden	_____	_____	_____

P/N 768938A

Abbildung 6.8. Treiber-Berichtsetikett 4000 Stunden

2. Lassen Sie das 3100A HFOV mit einem 1,5-Ohm-Treiber alle 8000 Betriebsstunden von einem vom Hersteller geschulten Techniker überholen. Diese Überholung umfasst den Austausch des 1,5-Ohm-Treibers, sowie den Austausch aller anderen

Teile, die Verschleiß und Alterung unterliegen (z. B. Magnetventile, Stellglieder, Kunststoffschläuche und Kühlgebläse).

3. Tauschen Sie die 3,0-Ohm-Treiberkomponente (Oszillator) alle 6000 Betriebsstunden gegen eine überholte Komponente aus. Bestimmte Druckanschlüsse müssen zu diesem Zeitpunkt ebenfalls ersetzt werden. Diese Wartung muss von einem vom Hersteller geschulten Techniker durchgeführt werden.

Bericht über Treiberwechsel

Treiber sollten alle 6000 Betriebsstunden gewechselt werden

Ausgewechselt	Treiber-Teilenummer	Gewechselt von	Datum
_____Stunden	_____	_____	_____
_____Stunden	_____	_____	_____
_____Stunden	_____	_____	_____
_____Stunden	_____	_____	_____
_____Stunden	_____	_____	_____
_____Stunden	_____	_____	_____
_____Stunden	_____	_____	_____
_____Stunden	_____	_____	_____
_____Stunden	_____	_____	_____
_____Stunden	_____	_____	_____
_____Stunden	_____	_____	_____

P/N 773940A

Abbildung 6.9 Treiber-Berichtsetikett 6000 Stunden

4. Lassen Sie das 3100A mit einer 3,0-Ohm-Treiberkomponente alle 12000 Stunden überholen. Diese Überholung umfasst den Austausch des 3,0-Ohm-Treibers, sowie den Austausch von Druckanschlüssen (z. B. Regler, Schläuche, Fittings und Ventile). Der Lüfter, Lasttrennschalter und die Einstellradschalter werden zu diesem Zeitpunkt auch ersetzt. Diese Überholung muss von einem vom Hersteller autorisierten Techniker durchgeführt werden.

5. Lassen Sie das Leistungsmodul des Treibers alle 7 Jahre ersetzen. Das Treiber-Leistungsmodul ist eine Baugruppe, die aus der Treiber-Reglerplatine, der Drosselplatine und dem Impulsbreitenmodulator besteht. Diese Wartung muss von einem vom Hersteller geschulten Techniker durchgeführt werden.

Problembehebung

Dieser Abschnitt dient als Hilfe beim Erkennen und Beheben von Betriebsstörungen am System 3100A. Siehe Anhang A bzgl. CareFusion Kundendienst-Kontaktinformationen und Telefonnummern für den technischen Kundendienst.

Besondere Erwägungen hinsichtlich der Betriebsumgebung

Übermäßige Mengen an Staub und Fusseln in der Umgebung des 3100A können zu einer Blockierung des Lüftereingangs im unteren Bereich des Geräts führen und somit eine Betriebsstörung verursachen. Führen Sie daher die regelmäßigen Wartungsarbeiten am Lüfterfilter durch. Halten Sie außerdem die Betriebsumgebung des Geräts sauber und sorgen Sie für eine ausreichende Belüftung.

Elektrostatische Entladung

Das 3100A ist für normale bis hohe Werte von gelegentlicher bis häufiger elektrostatischer Entladung (Electrostatic Discharge, ESD) ausgelegt. Unter bestimmten Umständen kann die ESD jedoch zu einer Beschädigung der Komponenten des 3100A führen. Eine ESD tritt ein, wenn sich eine so große statische Elektrizität auf dem Körper und der Kleidung einer Person aufgebaut hat, dass der Abbau dieser Elektrizität beim Berühren eines leitfähigen Körpers (Metall oder eine andere Person) zu einem kleinen „elektrischen Schlag“ führt. Ab einer bestimmten Ladungsmenge kann dies zu einer Beschädigung von elektrischen Bauteilen führen. Bei äußerst geringer Luftfeuchtigkeit ist die ESD besonders hoch. Um diese Schäden zu vermeiden, berühren Sie daher zunächst das äußere Metallgehäuse des Geräts und dann erst eine andere Gerätekomponente.

Elektromagnetische Interferenz

Das 3100A ist für normale bis hohe Werte von gelegentlicher bis häufiger elektromagnetischer Interferenz (Electromagnetic Interference, EMI) ausgelegt. Unter bestimmten Umständen kann sich die EMI allerdings auf die Komponenten des Systems auswirken. Die EMI besteht aus elektromagnetischen Wellen eines elektronischen Geräts, die die Funktionsfähigkeit eines anderen elektronischen Geräts beeinträchtigen. Diese Wellen können durch die Luft ausgestrahlt oder über elektrische Kabel geleitet werden. Die EMI in Krankenhäusern entsteht häufig durch KST-Systeme, Lasergeräte, Diathermiegeräte, Kauterisierer, Computer für die Datenübertragung sowie tragbare Funksender; auch andere Ursachen sind denkbar.

Der Betrieb von Funksendern (z. B. Funksprechgeräte oder Mobiltelefone) im Umkreis von 6 m um das Gerät kann zu fehlerhaften Druckmesswerten führen und somit falsche Alarme und das automatische Abschalten auslösen. Diese fehlerhaften Druckmesswerte entstehen nicht durch Schwankungen im tatsächlich vorliegenden Druck, sondern aufgrund der Auswirkungen der EMI auf die Messkreisläufe. Sobald die Störungen behoben sind, werden wieder korrekte Messwerte angezeigt. Wenn die Störung ausreichend stark ist und über längere Zeit anhält, werden unter Umständen die Alarme >50 cmH_2O oder <20 % von „Set Max“ ausgelöst. In diesem Fall wird das Schnellentleerungsventil geöffnet und der Oszillator wird angehalten. Sobald die EMI-Störungen behoben sind, starten Sie den Oszillator mit der Taste „RESET“ neu. In der Regel genügt es, das störende Gerät zu ermitteln und in einen Abstand von mindestens 6 m zu bringen.

Neben der beschriebenen EMI-***Strahlung*** kann auch die EMI-***Leitung*** über die Netzstromleitung zu den genannten Problemen führen. Diese Störungen werden in der Regel durch PCs und andere Geräte mit Hochgeschwindigkeits-Schaltelektronik abgegeben. Wenn eine große Anzahl dieser Geräte in der unmittelbaren Umgebung aufgestellt ist, kann die Störungsquelle häufig nur schwer bestimmt werden. Ohne kostenintensive Suchgeräte können Sie nur die Systeme in der Betriebsumgebung einzeln nacheinander abschalten, bis die Störung behoben ist; das zuletzt abgeschaltete Gerät ist somit für die Störung verantwortlich.

Die Interferenz-***Strahlungen*** von tragbaren Funksendern treten am häufigsten auf. Diese Störungsquellen sind daher vorrangig zu beseitigen. Der größte Teil der Geräte, die für den Einsatz in einer Krankenhausumgebung bestimmt sind, wurden auf Leitstörungen geprüft. Interferenzprobleme mit diesen Geräten treten daher im Allgemeinen nur dann auf, wenn eine Fehlfunktion vorliegt.

Tabelle für die Problembehebung

Die nachstehenden Tabellen dienen als Richtlinie für die Behebung von Problemen beim Einsatz des 3100A. Bei Problemen, die nicht in dieser Liste behandelt werden, oder bei Fragen oder Bedenken wenden Sie sich bitte telefonisch an die Kundendienstabteilung von CareFusion. Die Telefonnummern sind in Anhang A aufgeführt.

VORSICHT

Arbeiten zur Problembehebung am 3100A dürfen grundsätzlich ***NICHT*** durchgeführt werden, solange der Patient mit dem Gerät verbunden ist. Dies ist erforderlich, um eine Gefährdung des Patienten (beispielsweise durch eine plötzliche Änderung des $\overline{P_{aw}}$) zu verhindern.

Tabelle 6.1 Visuelle/akustische Alarmmeldungen

Zustand	Mögliche Ursachen	Mögliche Abhilfen
Anzeige $\overline{P_{aw}}$ > 50 cmH_2O-Alarm	1. Patient mit hohem $\overline{P_{aw}}$ und Spontanatmung. 2. Verengung im exspiratorischen Teil. 3. Verengung in Drucksensorleitung. 4. Interferenz durch Funksender.	1. Bias Flow-Rate möglicherweise unzureichend; $\overline{P_{aw}}$ an höheren Durchfluss anpassen. Klinischen Zustand des Patienten prüfen. 2. Patientenatemkreislauf austauschen. 3. Patientenatemkreislauf austauschen. 4. Störungsquelle beseitigen.
Anzeige $\overline{P_{aw}}$ > Set Max $\overline{P_{aw}}$ Thumbwheel (Einstellrad)-Alarm	1. Patient mit Spontanatmung. 2. Unsachgemäße Einstellung des Einstellradschalters. 3. Verengung im exspiratorischen Teil. 4. Verengung in Drucksensorleitung. 5. Anstieg der Temperatur im Patientenatemkreislauf. 6. Interferenz durch Funksender.	1. Bias Flow-Rate möglicherweise unzureichend; $\overline{P_{aw}}$ an höheren Flow anpassen. Klinischen Zustand des Patienten prüfen. 2. Einstellung ändern. 3. Patientenkreislauf austauschen. 4. Patientenkreislauf austauschen. 5. Temperatur im Atemkreislauf prüfen und korrigieren. 6. Störungsquelle beseitigen.
Anzeige $\overline{P_{aw}}$ > Set Min $\overline{P_{aw}}$ Thumbwheel (Einstellrad)-Alarm	1. Patient mit Spontanatmung. 2. Unsachgemäße Einstellung des Einstellradschalters. 3. Unsachgemäße Einstellung von $\overline{P_{aw}}$-Einsteller oder Durchfluss-Messgerät. 4. Abfall der Temperatur im Patientenatemkreislauf. 5. Unsachgemäße Einstellung der $\overline{P_{aw}}$-Grenze. 6. Patientenatemkreislauf oder	1. Bias Flow-Rate möglicherweise unzureichend; $\overline{P_{aw}}$ an höheren Durchfluss anpassen. Klinischen Zustand des Patienten prüfen. 2. Einstellung ändern. 3. Einstellung ändern. 4. Temperatur im Atemkreislauf prüfen und korrigieren. 5. Einstellung ändern. 6. Undichte Stelle reparieren oder Atemkreislauf austauschen. 7. Abdeckungsmembran

Zustand	Mögliche Ursachen	Mögliche Abhilfen
	Befeuchter undicht. 7. Abdeckungsmembran undicht. 8. Interferenz durch Funksender.	austauschen. 8. Störungsquelle beseitigen.
Anzeige $\overline{Paw}$ < 20 % of Set Max Thumbwheel (Einstellrad)-Alarm	1. Unsachgemäße Einstellung des Einstellradschalters. 2. Unsachgemäße Einstellung von $\overline{Paw}$-Einsteller oder Durchfluss-Messgerät. 3. Unsachgemäße Einstellung der $\overline{Paw}$-Grenze. 4. Befeuchter oder Patientenatemkreislauf undicht (oder Patient vom Beatmungsgerät getrennt). 5. Abdeckungsmembran undicht. 6. Interferenz durch Funksender. 7. Absperrhahn der Wasservorlage geöffnet.	1. Einstellung ändern. 2. Einstellung ändern. 3. Einstellung ändern. 4. Undichte Stelle reparieren oder Atemkreislauf austauschen. 5. Abdeckungsmembran austauschen. 6. Störungsquelle beseitigen. 7. Absperrhahn der Wasservorlage schließen.
Oszillator wurde angehalten, ohne dass ein Alarm ausgelöst wurde	1. Leistungseinstellung zu niedrig und ΔP ist geringer als 6 cmH_2O. 2. Oszillator nicht zentriert. 3. Betriebsstörung des Oszillators.	1. Einstellung für gewünschten ΔP anpassen. 2. Oszillator neu zentrieren. 3. CareFusion-Kundendienst benachrichtigen.
Alarm Source Gas Low (Gasvorrat erschöpft)	1. Eingangsdruck unter 30 PSIA (wegen Mischgerät oder Kühlluft). 2. Einlassfilter muss ausgetauscht werden. 3. Durchflussrestriktion in den Gasversorgungsleitungen. 4. Undichtigkeit im Innern des Geräts.	1. Gaseinlassleitungen prüfen. 2. Filter austauschen. 3. Versorgungsleitungen austauschen. 4. CareFusion-Kundendienst benachrichtigen.
Alarm Battery Low (Batterie erschöpft)	1. Batteriespannung unzureichend. 2. Batterie getrennt.	1. Batterie austauschen. 2. Batterie ordnungsgemäß neu anschließen.
Alarm mit hohem Warnton. Keine Anzeigeleuchte	1. Der Elektronikbelüfter ist ausgefallen.	1. CareFusion-Kundendienst benachrichtigen
Alarm Oscillator Overheated (Oscillator überhitzt)	1. Kein Kühlgasstrom. 2. Oszillator überhitzt aufgrund unzureichendem Kühlgasstrom. 3. Oszillator aufgrund unsachgemäßer Zentrierung bei extrem hohen ΔP Einstellungen überhitzt. 4. Oszillator überhitzt aufgrund einer mechanischen Störung eines Oszillator-Subsystems.	1. Anschluss des Kühlgasschlauchs prüfen. 2. Filterelement und Versorgungsschlauch auf Blockierung prüfen; ggf. austauschen. 3. Neu zentrieren und dabei $\overline{Paw}$ überwachen. 4. CareFusion-Kundendienst benachrichtigen.

Tabelle 6.2 Fehler während der Prüfung

Zustand	Mögliche Ursachen	Mögliche Abhilfen
Reset/Stromausfall	1. Netzstrom vom System getrennt oder Unterbrechung der Netzstromversorgung. 2. Fehler bei der internen Stromversorgung.	1. Netzkabel prüfen. Wenn einwandfrei: Sonstige Geräte an derselben Netzsteckdose prüfen. Ist die andere Ausrüstung in Ordnung, liegt evtl. ein interner Fehler vor. CareFusion-Kundendienst benachrichtigen. 2. Zum Neustart des Oszillators nach Behebung des Problems: Netzstromversorgung für System einschalten, Taste „RESET“ gedrückt halten ($\overline{Paw}$ wird aufgebaut), Taste „START/STOP“ drücken. 3. CareFusion-Kundendienst benachrichtigen.
Kalibrierter Wert für Patientenatemkreislauf nicht erreicht	1. Verbindungen von Patientenatemkreislauf oder Befeuchter undicht. 2. Unsachgemäße Durchfluss-Messgeräteinstellung. 3. Absperrhahn der Wasservorlage geöffnet. 4. Undichtigkeit im Innern des Geräts oder Fehleinstellung.	1. Undichte Stelle reparieren oder Patientenatemkreislauf austauschen. 2. Durchfluss-Messgerät auf 20 l/min einstellen (Mitte des Kugelschwimmers). 3. Absperrhahn der Wasservorlage schließen. 4. CareFusion-Kundendienst benachrichtigen.
Fehler bei Prüfung der Leistung des Beatmungsgeräts – $\overline{Paw}$ nicht mehr im zulässigen Bereich (ZU NIEDRIG)	1. Fehlerhafte Kalibrierung des Patientenatemkreislaufs. 2. Mitte des Kugelschwimmers nicht bei Markierung für 20 l/min. 3. Falscher Bereich für Höhenangabe. 4. Oszillator nicht ordnungsgemäß zentriert. 5. Interner Fehler.	1. Patientenatemkreislauf kalibrieren. 2. Durchfluss gemäß Mitte des Kugelschwimmers anpassen. 3. Geeigneten Bereich für Höhenangabe verwenden. 4. Kolben ordnungsgemäß mit dem Zentrierungsregler zentrieren. 5. CareFusion-Kundendienst benachrichtigen.
Fehler bei Prüfung der Leistung des Beatmungsgeräts – $\overline{Paw}$ nicht mehr im zulässigen Bereich (ZU HOCH)	1. Fehlerhafte Kalibrierung des Patientenatemkreislaufs. 2. Mitte des Kugelschwimmers nicht bei Markierung für 20 l/min. 3. Falscher Bereich für Höhenangabe. 4. Oszillator nicht ordnungsgemäß zentriert. 5. $\overline{Paw}$ mit „$\overline{Paw}$ Limit“ und nicht mit „$\overline{Paw}$ Adjust“ einstellen. 6. Interner Fehler.	1. Patientenatemkreislauf kalibrieren. 2. Durchfluss gemäß Mitte des Kugelschwimmers anpassen. 3. Geeigneten Bereich für Höhenangabe verwenden. 4. Kolben ordnungsgemäß mit dem Zentrierungsregler zentrieren. 5. Einstellungen korrigieren. 6. CareFusion-Kundendienst benachrichtigen.

Zustand	Mögliche Ursachen	Mögliche Abhilfen
Fehler bei Prüfung der Leistung des Beatmungsgeräts – ΔP nicht mehr im zulässigen Bereich (ZU NIEDRIG)	1. Bias Flow-Schlauch vom Befeuchter zum Atemkreislauf auf weniger als 75 cm gekürzt bzw. Einsatz eines systemfremden Schlauchs. 2. Oszillator nicht ordnungsgemäß zentriert. 3. Leistung nicht auf Wert 6 eingestellt. 4. Komprimierungsmerkmale des Be- feuchters führen zu Abfall von ΔP. 5. Interner Fehler.	1. Bias Flow-Schlauch aus dem Lieferumfang des Atemkreislaufs verwenden; nicht kürzen. 2. Kolben ordnungsgemäß mit dem Zentrierungsregler zentrieren. 3. Leistung auf den Wert 6 einstellen. 4. Befeuchter zur Leistungsprüfung trennen; dann wieder anschließen. 5. CareFusion-Kundendienst benachrichtigen.
Fehler bei Prüfung der Leistung des Beatmungsgeräts – ΔP nicht mehr im zulässigen Bereich (ZU HOCH)	1. Oszillator nicht zentriert. 2. Oszillator nicht aufgewärmt. 3. Falscher Bereich für Höhenangabe. 4. Interner Fehler.	1. Kolben zentrieren. 2. Oszillator für 5 Minuten aufwärmen lassen. 3. Geeigneten Bereich für Höhenangabe verwenden. 4. CareFusion-Kundendienst benachrichtigen.

Tabelle 6.3 Unerklärlicher Vorfall beim Betrieb

Zustand	Mögliche Ursachen	Mögliche Abhilfen
Oszillator wird während des Betriebs abgeschaltet und das Schnellentleerungsventil öffnet sich	1. Set Max Thumbwheel (Einstellrad) zu hoch eingestellt. $P\overline{aw}$ > 20% Set Max. 2. Drastische Änderung des $P\overline{aw}$ aufgrund einer zu starken Anpassung mit dem Regler „$P\overline{aw}$ Adjust“. 3. ET-Tubus getrennt. 4. Störungen durch Funksender.	1. Einstellrad auf eine niedrigere Stellung näher am Ziel-$P\overline{aw}$-Wert einstellen. 2. $P\overline{aw}$ neu aufbauen; kleinere Änderungen des $P\overline{aw}$ mit „Flowmeter Adjust“ vornehmen. Hinweis: Durchfluss-Mindestanforderungen vgl. Kapitel „Klinische Richtlinien“. 3. ET-Tubus wieder anschließen. 4. Störendes Gerät ermitteln und weiter entfernt aufstellen.
Neustart des Oszillators nach vorübergehender Trennung (z. B. wegen routinemäßigen Absaugens) nicht möglich	1. Set Max Thumbwheel (Einstellrad)-Regler zu hoch eingestellt. 2. Um den Oszillator wieder zu starten, muss $P\overline{aw}$ zuerst >20% of Set Max sein, aber um $P\overline{aw}$ >20% of Set Max zu erreichen, muss der Oszillator eingeschaltet sein. 3. Interner Fehler.	1. Einstellrad auf eine niedrigere Stellung näher am Ziel-$P\overline{aw}$-Wert einstellen. 2. Die Max Thumbwheel (Einstellrad)-Einstellung vorübergehend reduzieren, bis der Oszillator startet. Wenn er nicht startet, die Leistung reduzieren und $P\overline{aw}$ mit dem Durchfluss-Messgerät und dem $P\overline{aw}$-Einstellventil auf den Zielwert erhöhen. Dann die Leistung erhöhen und dabei $P\overline{aw}$ durch Einstellen des Durchfluss-Messgeräts oder des

Zustand	Mögliche Ursachen	Mögliche Abhilfen
		$\overline{Paw}$ -Einstellventils nach unten beibehalten. 3. CareFusion-Kundendienst benachrichtigen.
$\overline{Paw}$ instabil; Schwankungen um 2 bis 3 cmH_2O	1. Wasseransammlung in $\overline{Paw}$ -Einstellventil. 2. Patient mit Spontanatmung. 3. Abdeckungsmembran verschlissen oder defekt. 4. Interner Fehler.	1. Wasserablauf durch Höherlegen des Atemkreislaufes verbessern. 2. Bias Flow-Rate möglicherweise unzureichend; $\overline{Paw}$ an höheren Durchfluss anpassen. Klinischen Zustand des Patienten prüfen. 3. Abdeckungsmembranen austauschen. 4. CareFusion-Kundendienst benachrichtigen.
$\overline{Paw}$ Paw-Schwankung um mehr als 5 cmH_2O bei Anpassung mit $\overline{Paw}$ -Einstellventil	1. Abdeckungsmembran verschlissen oder fehlerhaft eingesetzt. 2. Interner Fehler.	1. Abdeckungsmembranen austauschen. 2. CareFusion-Kundendienst benachrichtigen.
Nicht in der Lage, zu zentrieren	1. Extrem hohe ΔP 2. Kühlgasleckage oder Blockade. 3. Interner Fehler.	1. Normales Verhalten bei extrem hoher ΔP. 2. Kühlgasversorgung und Filterkassette prüfen, falls notwendig ersetzen. 3. CareFusion-Kundendienst benachrichtigen.
Quietschende Geräusche am Oszillator	1. Begrenzungsventil zu niedrig eingestellt. 2. Abdeckungsmembran defekt.	1. Begrenzungsventil auf eine etwas höhere Einstellung einstellen. 2. Abdeckungsmembran austauschen.

Anhang A: Kontaktadressen und Bestellinformationen

Technischer Kundendienst

Der CareFusion steht rund um die Uhr zur Verfügung.

+(800) 520-4368 Durchwahl 8500

Teile und Produkte bestellen

Teile und Produkte können telefonisch beim CareFusion-Kundenservice bestellt werden: Telefonnummer +-800-520-4368, Durchwahl 8600. Bei Fragen hinsichtlich der Konfiguration und der Preise von Ersatzteilen für Ihr Beatmungsgerät wenden Sie sich an Ihren Kundendienstvertreter.

Teilenummer	Beschreibung
766895	Patientenatemkreislauf für 3100A (Paket mit 4 Stück)
766896	Abdeckungs-/Membranen-Set (Packung mit 4 Stück)
766897	Balg/Wasservorlage (Packung mit 4 Stück)
767163	Gasfilterkassetten (Packung mit 10 Stück)
765734-104	Verbindungsschläuche (8 Zoll, blau)
765734-105	Verbindungsschläuche (8 Zoll, grün)
765734-107	Verbindungsschläuche (36 Zoll, rot)
766595	Befeuchterschläuche
766798	Säulen-Feinfilter
765742	Halteriemen für Patientenatemkreislauf
463202	Verstellbares Gestell, Patientenkreislauf
768965	Befestigung für Befeuchter, 77 mm (RCI ConchaTherm)
768968	Befestigung für Befeuchter, 30 mm (Fisher und Paykel)
771375	Flexibler Patientenkreislauf mit F&P 730 Heizkabel (Packung mit 4 Stück)
771374	Flexibler Patientenkreislauf mit F&P 730 Heizkabel (Packung mit 4 Stück)
480045	Adapterkabel für F&P MR600 Befeuchter
480044	Adapterkabel für F&P MR700 Befeuchter
771464	Flexibler Patientenkreislauf mit 51-Zoll-Heizkabel (für Hudson RCI 380-90 Befeuchter) (Packung mit 4 Stück)
771463	Flexibler Patientenkreislauf mit 38-Zoll-Heizkabel (für Hudson RCI 380-90) (Packung mit 4 Stück)
771466	Flexibler Patientenkreislauf mit 51-Zoll-Heizkabel (nur für Hudson RCI 380-88) (Packung mit 4 Stück)
771465	Flexibler Patientenkreislauf mit 38-Zoll-Heizkabel (für Hudson RCI 380-88 und Concha IV) (Packung mit 4 Stück)
773996	Flexibler Patientenkreislauf mit 38-Zoll-Heizkabel für F & P 850 (Packung mit 4 Stück)
773997	Flexibler Patientenkreislauf mit 51-Zoll-Heizkabel für F & P 850 (Packung mit 4 Stück)
466952	Adapterkabel für F&P 850 Befeuchter

Absichtlich leer gelassen

Anhang B: Technische Daten

Bedienelemente

Bias Flow

0-40 Liter pro Minute (l/min) kontinuierlich, 15-stufiger Drehregler.

Auflösung: 2,5 l/min

Genauigkeit: ± 10 % des Skalenendwerts unter folgenden Bedingungen: Luft oder Sauerstoff bei 70 °F und 760 Torr.

Mean Pressure Adjust (Einstellung des Durchschnittsdrucks)

Etwa 3-45 cmH_2O Mindestspanne, abhängig vom Bias Flow.

Auflösung: 0,1 cmH_2O auf der Atemwegsdruck-Digitalanzeige, einstufiger Drehregler.

Genauigkeit: Nicht kalibriertes Bedienelement.

Mean Pressure Limit (Grenzwert für den Durchschnittsdruck)

Ungefähr 10-45 cmH_2O durchschnittlicher proximaler Atemwegsdruck.

Auflösung: 0,1 cmH_2O auf der Atemwegsdruck-Digitalanzeige, einstufiger Drehregler.

Genauigkeit: Nicht kalibriertes Bedienelement.

Power (Leistung)

Bei 100 % Leistung, ΔP >90 cmH_2O maximale Amplitude des proximalen Atemwegsdrucks.

Auflösung: 10-stufiger Drehregler, nicht kalibriert hinsichtlich % Leistung.

Frequency (Frequenz) (Hz)

3-15 Hz Oszillationsfrequenz.

Auflösung: 0,1 Hz auf der Digitalanzeige, 10-stufiger Drehregler.

Genauigkeit: ± 5 % des Skalenendwerts.

% Inspiratory Time (Anzeige für % Inspirationszeit)

30-50 % des Oszillationszyklus.

Auflösung: +/-1 % wie auf der Digitalanzeige

Genauigkeit: ± 5 % des Skalenendwerts.

Start/Stopp

Oszillator aktivieren/deaktivieren.

Set Max $\overline{Paw}$ Alarm Thumbwheel (Einstellrad für den Max $\overline{Paw}$ -Alarm)

0-49 cmH_2O mittlerer Atemwegsdruck.

Auflösung: 1 cm H_2O

Genauigkeit: Auf ± 2 cmH_2O.

Set Min $\overline{Paw}$ Alarm Thumbwheel (Einstellrad für den Min $\overline{Paw}$ -Alarm)

0-49 cmH_2O mittlerer Atemwegsdruck.

Auflösung: 1 cmH_2O.

Genauigkeit: Auf ± 2 cmH_2O.

45 –Sec Silence (45-s-Stummschaltung)

Schaltet akustische Alarmsignale für 45 Sekunden (± 5 Sekunden) stumm.

Reset (Zurücksetzen)

Setzt Alarme bei $\overline{Paw}$ >50 cmH_2O und <20 % von „Set Max $\overline{Paw}$“ zurück, wenn die Alarmursache behoben wurde. Setzt immer Stromausfallalarm zurück.

Piston Centering (Kolbenzentrierung)

10-stufiger Regler – versorgt die Oszillatorspule mit einstellbarer elektrischer Gegenkraft, um der Tendenz des Durchschnittdrucks, den Kolben aus der Mitte wegzubewegen, entgegenzuwirken. Der Zentrierungseffekt wird auf dem Kolbenpositions- und Bewegungsbalkendiagramm dargestellt, und wird vom $\overline{Paw}$-Wert beeinflusst.

Patient Circuit Calibration (Kalibrierung des Patientenatemkreislaufs)

Passt den maximalen Durchschnittsdruck an, der bei einem bestimmten Patientenkreislauf erreicht werden kann (Informationen zum Einrichten finden Sie in Kapitel 2).

AC Power (Netzspannung)

Ein/Aus (On/Off)

Anzeigen

Oscillator Enabled (Oszillator aktiviert)

Grüne LED auf der „Start/Stop“-Taste.

Oscillator Stopped (Oszillator angehalten)

Rote LED.

45-Sec Silence (45-s-Stummschaltung)

Gelbe LED auf der Taste.

$\bar{P}_{aw}$ >50 cmH_2O

Rote LED.

$\bar{P}_{aw}$ <20% von „Set Max $\bar{P}_{aw}$ “

Rote LED.

Set Max $\bar{P}_{aw}$ Exceeded (Eingestelltes maximales $\bar{P}_{aw}$ überschritten)

Rote LED.

Set Min $\bar{P}_{aw}$ Exceeded (Eingestelltes minimales $\bar{P}_{aw}$ unterschritten)

Rote LED.

Power Failure (Stromausfall)

Rote LED (Stromausfall/Reset-Taste).

Oscillator Overheated (Oszillator überhitzt)

Gelbe LED.

Battery Low (Batteriespannung niedrig)

Gelbe LED.

Source Gas Low (Gasvorrat erschöpft)

Gelbe LED.

ΔP

Digitalanzeige des ΔP-Wertes, Genauigkeit bis auf den nächsten cmH_2O-Wert.

% Inspired Time (% Inspirationszeit)

Digitalanzeige der eingestellten % Inspirationszeit.

Frequency – (Hz) (Frequenz)

Digitalanzeige der eingestellten Oszillationsfrequenz in Hertz.

Piston Position & Displacement (Kolbenposition und Bewegung)

17-teilige Balkendiagrammansicht der Oszillatorkolben-Bewegung.

Mean Pressure Monitor (Durchschnittsdrucküberwachung)

Digitalanzeige des mittleren Atemwegsdrucks. Genauigkeit bis auf 1/10 cmH_2O.

Elapsed Time (Betriebsstundenzähler)

Betriebsstundenanzeige für die Anzahl der Stunden, die das Modell 3100A HFOV mit Netzstrom versorgt wurde, Genauigkeit bis auf 6 Minuten.

Set Max $\overline{P_{aw}}$ (Maximale $\overline{P_{aw}}$ einstellen)

Einstellrad, Skalierung in cmH_2O.

Set Min $\overline{P_{aw}}$ (Mindest-$\overline{P_{aw}}$ einstellen)

Einstellrad, Skalierung in cmH_2O.

Alarm (Alarmton)

Modulierter 3-kHz-Ton.

AC Power (Netzspannung)

Visuelle Anzeige der Wechselstromversorgung (I/0).

Druckmessung

Bereich:	-130 bis +130 cmH_2O Atemwegsdruck.
Auflösung:	0,1 cmH_2O.
Genauigkeit:	± 2 % des Messwerts oder ± 2 cmH_2O, je nachdem, welcher Wert größer ist. Dabei wird eine regelmäßige Kalibrierung vorausgesetzt, wie in Kapitel 6 beschrieben.
Transducer-Druckbegrenzung:	20 psig

WARNUNG
Die in Kapitel 6 beschriebenen, empfohlenen Wartungsarbeiten an der Atemwegsdruck-überwachung müssen durchgeführt werden, da dies andernfalls Gesundheitsschäden für Patienten und/oder Bedienpersonal sowie Geräteschäden zur Folge haben kann.

Alarmeinstellungen

Sicherheitsalarme

Akustische und visuelle Alarmsignale, Intervention des Geräts.

$\overline{Paw}$ >50 cmH_2O

Anzeigen aktiviert, Oszillator angehalten und Schnellentleerungsventil bei Überschreiten des Grenzwerts geöffnet.

Auflösung:	Voreinstellung.
Genauigkeit:	± 2 % des Messwerts bei der Drucküberwachung oder ± 2 cmH_2O, je nachdem, welcher Wert größer ist.

$\overline{Paw}$ >20% von „Set Max $\overline{Paw}$ “

Anzeigen aktiviert, Oszillator angehalten und Schnellentleerungsventil bei Überschreiten des Grenzwerts geöffnet.

Auflösung:	Auf 20 % der „Set Max $\overline{Paw}$ “-Einstellradeinstellung zurücksetzen.
Genauigkeit:	± 2 % des Messwerts bei der Drucküberwachung oder ± 2 cmH_2O, je nachdem, welcher Wert größer ist.

Warnalarme

Akustische und visuelle Alarmsignale, Intervention des Bedieners.

Set Max $\overline{Paw}$ exceeded (Eingestelltes maximales $\overline{Paw}$ überschritten

Anzeigen bei Überschreiten eines eingestellten Grenzwerts aktiviert.

Bereich:	0-49 cmH_2O.
Auflösung:	1 cmH_2O.
Genauigkeit:	± 2 % des Messwerts bei der Drucküberwachung oder ± 2 cmH_2O, je nachdem, welcher Wert größer ist.

Set Min $\overline{Paw}$ exceed (Eingestelltes minimales $\overline{Paw}$ unterschritten)

Anzeigen bei Überschreiten eines eingestellten Grenzwerts aktiviert.

Bereich: 0-49 cmH_2O.

Auflösung: 1 cmH_2O.

Genauigkeit: ±2 % des Messwerts bei der Drucküberwachung.

Hinweisalarme

Visueller Alarm, Intervention des Bedieners.

Oscillator Overheated (Oszillator überhitzt)

Anzeige aktiviert, wenn die Spule des Oszillators eine Temperatur von 175 °C erreicht.

Genauigkeit: ±5 %.

Battery Low (Batteriespannung niedrig)

Anzeige aktiviert, wenn der Ladezustand der Batterie, die den Stromausfallalarm betreibt, niedrig ist und die Batterie ausgewechselt werden muss.

Source Gas Low (Gasvorrat erschöpft)

Anzeige aktiviert, wenn der Druck des Gasgemischs oder der Kühldruckluft für den Oszillator unter einen Grenzwert von 30 psig abfällt.

Genauigkeit: ± 5 % im Gasquellen-Modus.

45-Second Silence (45-s-Stummschaltung)

Anzeige wird durch Drücken der Taste für 45 Sekunden aktiviert.

Genauigkeit: ± 5 Sekunden.

Power Failure (Stromausfall)

Akustische und visuelle Alarmsignale sind aktiviert, wenn der Ein-/Ausschalter ausgeschaltet ist, das Stromkabel vom Stromnetz getrennt wird oder wenn die Speisespannung in der Elektronikbaugruppe zu niedrig ist.

Oscillator Stopped (Oszillator angehalten)

Akustische und visuelle Anzeigen sind aktiviert, wenn der ΔP des Atemwegs des Patienten auf unter 5 bis 7 cmH_2O absinkt.

WARNUNG
Ein akustischer Alarm deutet auf einen für den Patienten eventuell gesundheitsschädlichen Betriebszustand hin und darf keinesfalls unbeachtet bleiben. Falls Alarme unbeachtet bleiben, kann dies zu Gesundheitsschäden (bis hin zum Tod) des Patienten und /oder einem Geräteschaden führen.

Elektrische Spezifikationen

Leistung

115 V AC, 7,5 A, 60 Hz
100 V AC, 7,5 A, 50 Hz
220 V AC, 4,0 A, 50 Hz
220 V AC, 4,0 A, 60 Hz
240 V AC, 4,0 A, 50 Hz

Kriechstrom

<100 Mikroampere.

Überspannungsschutz

Dualer elektromagnetischer Lasttrennschalter.

Netzanschluss

3-poliger Stecker mit Erdungskontakt, der den Klinikstandards entspricht.

Sicherheitsstandards

Ausgelegt auf:

CSA C22.2 Nr.125

UL-544.

ETL eingetragen (USA und Kanada 3100A).

IEC 601-1.

WARNUNG
Unterbrechen Sie unter keinen Umständen den Anschluss des Schutzleiters (Schutzerdung). Dies kann zu Schäden am Gerät oder an angeschlossenem Zubehör sowie Gesundheitsschäden beim Patienten oder beim Betriebspersonal führen. Das Gerät ist werkseitig mit einem kliniküblichen Wechselstromanschluss ausgerüstet. Eine zuverlässige Schutzerdung ist nur dann gewährleistet, wenn das Gerät mit einer Steckdose verbunden ist, die gemäß den gültigen Klinikrichtlinien installiert und geprüft wurde.

Druckanschlüsse

Inlet from Blender (Air/O_2) (Einlass für Gasgemisch (Luft/Sauerstoff))

DISS-Sauerstoff-Fitting.

Druckbereich:	40-60 psig
Maximaler Durchfluss:	40 l/min ± 10 %
Überdruckschutz:	75 psig ± 15 %-Ausgleichsventil.

Luftkühlungseinlass

DISS-Luft-Fitting.

Druckbereich:	40-60 psig.
Durchfluss:	15 l/min +/-10 % für 1,5-Ohm-Treiberbaugruppe
	10 l/min +/-10 % für 3,0-Ohm-Treiberbaugruppe
Überdruckschutz:	75 psig ± 15 %-Ausgleichsventil.

Outlet to Humidifier (Ausgang zum Befeuchter)

3/8-Zoll-Steckfitting.

Überdruckschutz: 5 psig ± 15 %-Ausgleichsventil.

$\overline{Paw}$ Steuerventil

Grün kodiert, Luer-Schottverschraubung.

$\overline{Paw}$ Limit Valve (Begrenzungsventil)

Blau kodiert, Luer-Schottverschraubung.

Dump Valve (Schnellentleerungsventil)

Rot kodiert, Luer-Schottverschraubung.

$\overline{Paw}$ Sensoren

Weiß kodiert, Luer-Schottverschraubung.

Physikalische Spezifikationen

Materialien

Alle bei der Konstruktion des 3100A-Beatmungsgeräts verwendeten Materialien sind nicht-toxisch und stellen kein Sicherheitsrisiko für Patienten oder Betriebspersonal dar.

Abmessungen der Säule und des Steuergeräts

Höhe:	136,65 cm
Breite:	47,24 cm
Tiefe:	28,96 cm
Gewicht:	65 kg

Fußgestell

Fünf Beine mit feststellbaren Rädern (4-Zoll-Durchmesser), 28-Zoll-Breite an der Unterseite des Fußgestells.

VORSICHT

Auf das Steuergerät des Beatmungsgeräts keinesfalls Behältnisse mit Flüssigkeiten, Zubehör mit einem Gewicht von über 5 kg oder Zubehör, das mehr als 15 cm nach oben oder seitlich über die Elektronikbaugruppen des Beatmungsgeräts hinausragt, positionieren. Andernfalls kann dies zu Schäden am Beatmungsgerät oder zum Umkippen des Geräts führen und so Gesundheitsschäden des Patienten, des Pflegepersonals und/oder weitere Geräteschäden verursachen.

Erforderliche Umgebungs- und Betriebsbedingungen

1. Temperatur: 5-40 °C
2. Feuchtigkeit: 15 %-95 % (nicht kondensierend)
3. Einige spezifische Umgebungsfaktoren, wie beispielsweise elektrostatische Entladung (ESD, Electrostatic Discharge) oder elektromagnetische Interferenzen (EMI, Electromagnetic Interference) erfordern die besondere Aufmerksamkeit des Betriebspersonals. Eine ausführliche Beschreibung dieser Faktoren finden Sie im Abschnitt „Problembehebung“ in Kapitel 6, „Wartung und Problembehebung“.

Leistungsgrafiken

Distales Atemzugvolumen gegenüber Frequenz bei maximaler Leistung

- zwei % I-Zeiteinstellungen
- Eine ET-Tubusgröße
- Eine Compliance

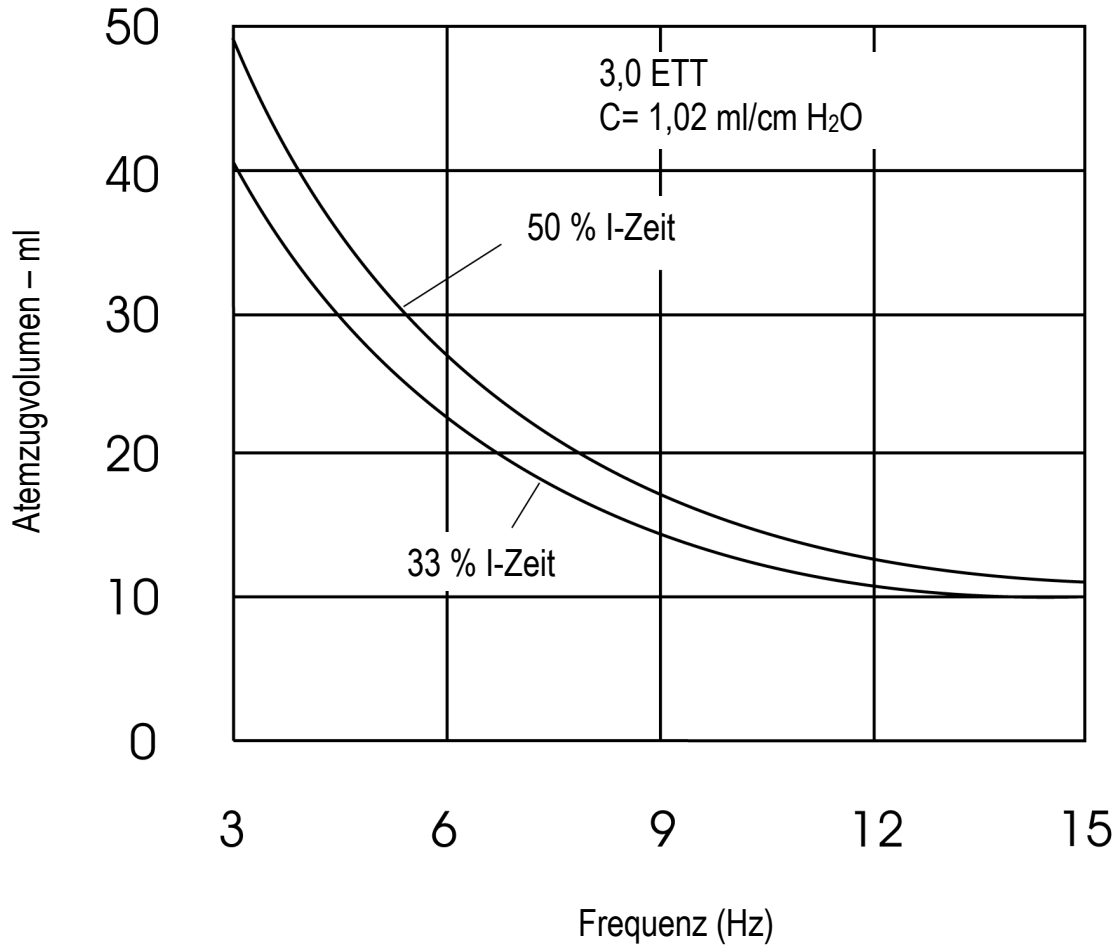


Abbildung B.1.

Distales Atemzugvolumen gegenüber Frequenz bei 15 Hz und 33 % I-Zeit

- Drei ET-Tubusgrößen
- Eine Compliance

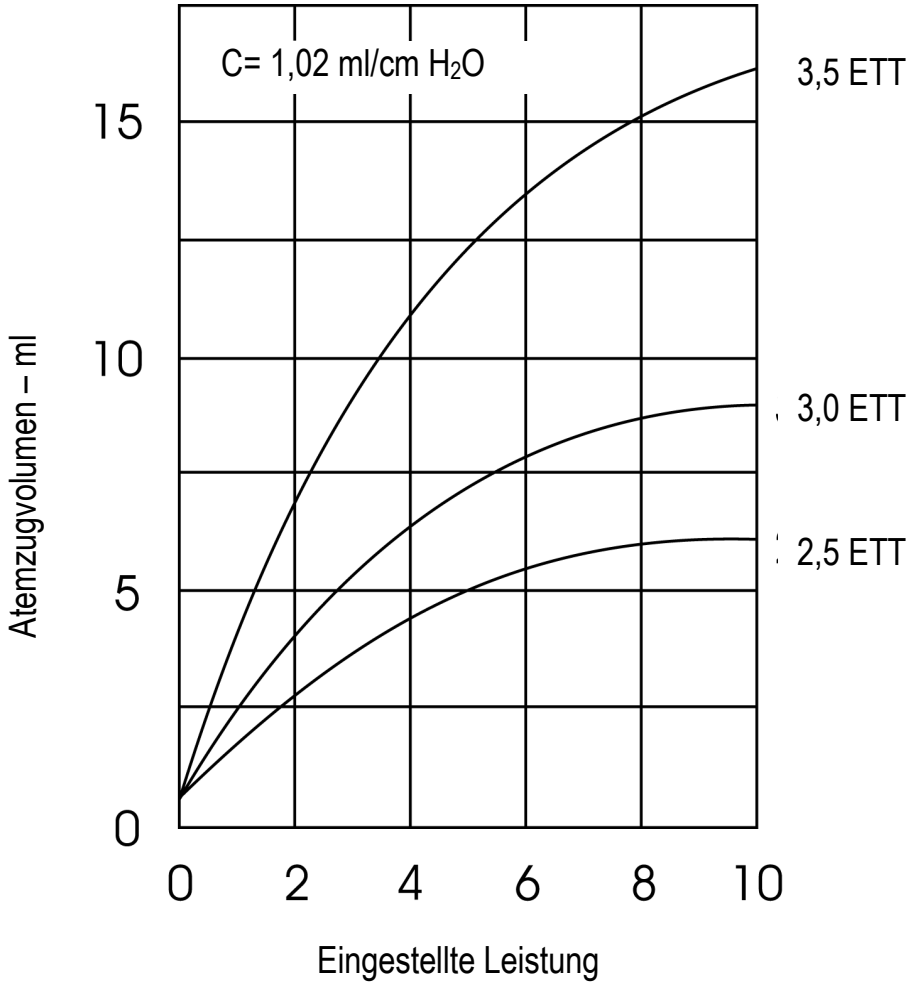


Abbildung B.2.

ΔP-Verhältnis und Frequenz bei maximaler Leistung und 50 % I-Zeit.

- Drei ET-Tubusgrößen
- Eine Compliance

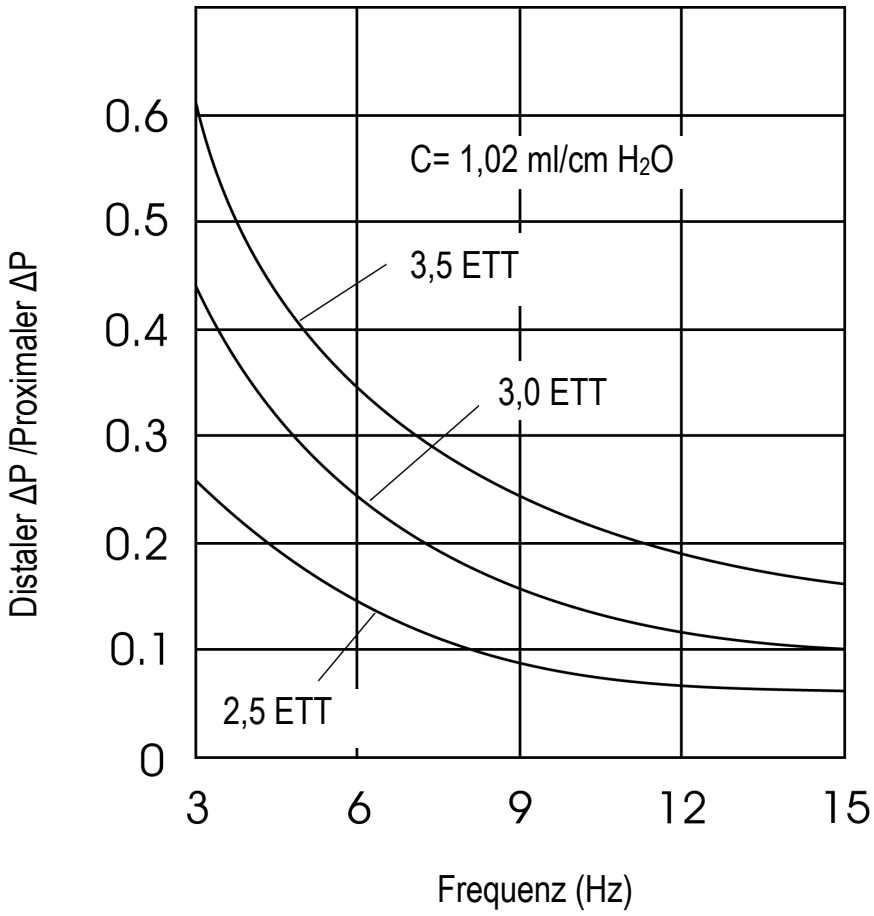


Abbildung B.3.

Distales Atemzugvolumen und Frequenz bei maximaler Leistung und 33 % I-Zeit

- Drei ET-Tubusgrößen
- Eine Compliance

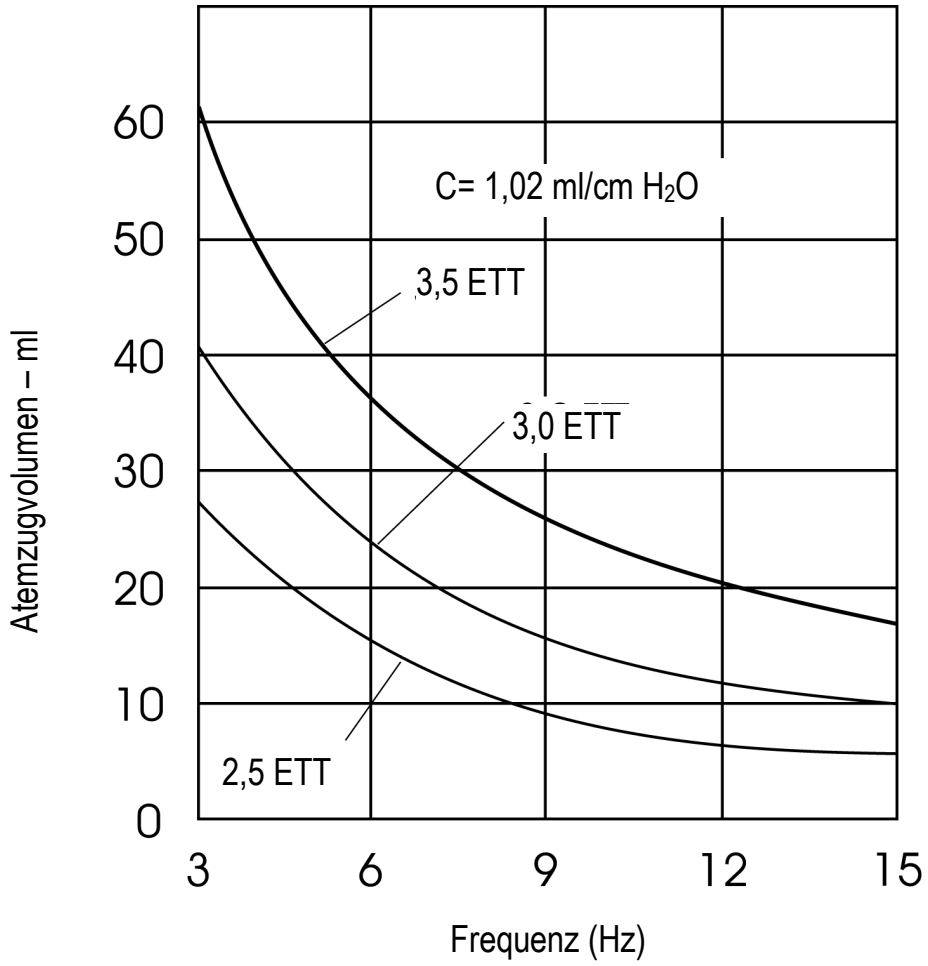


Abbildung B.4.

Distales Atemzugvolumen und Frequenz bei maximaler Leistung und 33 % I-Zeit

- Eine ET-Tubusgröße
- Drei Compliances

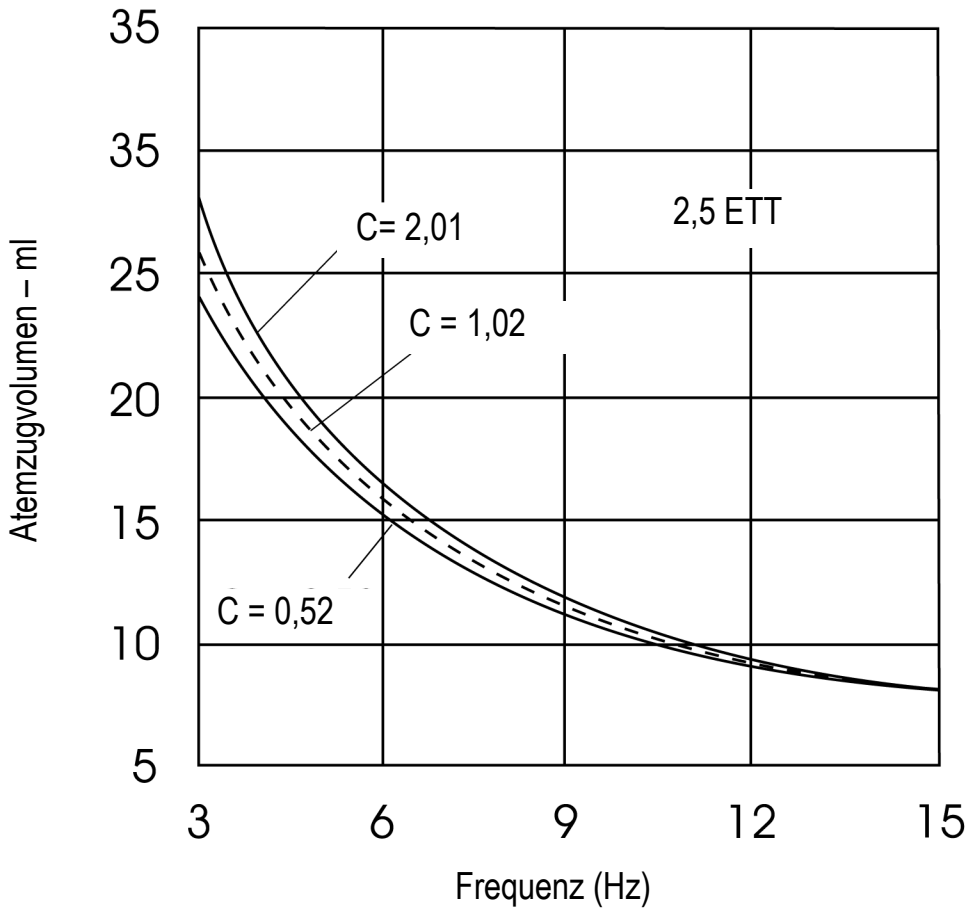


Abbildung B.5.

Distales Atemzugvolumen gegenüber Frequenz bei maximaler Leistung und 33 % I-Zeit

- Drei ET-Tubusgrößen
- Eine Compliance

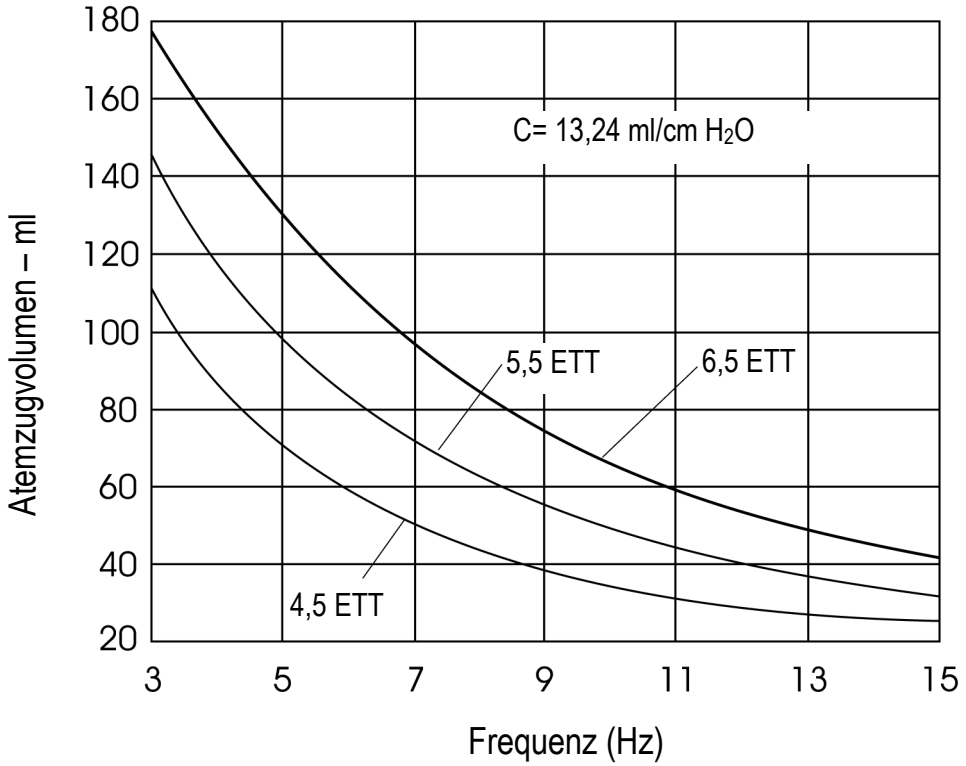


Abbildung B.6.

ΔP-Verhältnis und Frequenz bei maximaler Leistung und 33 % I-Zeit

- Drei ET-Tubusgrößen
- Eine Compliance

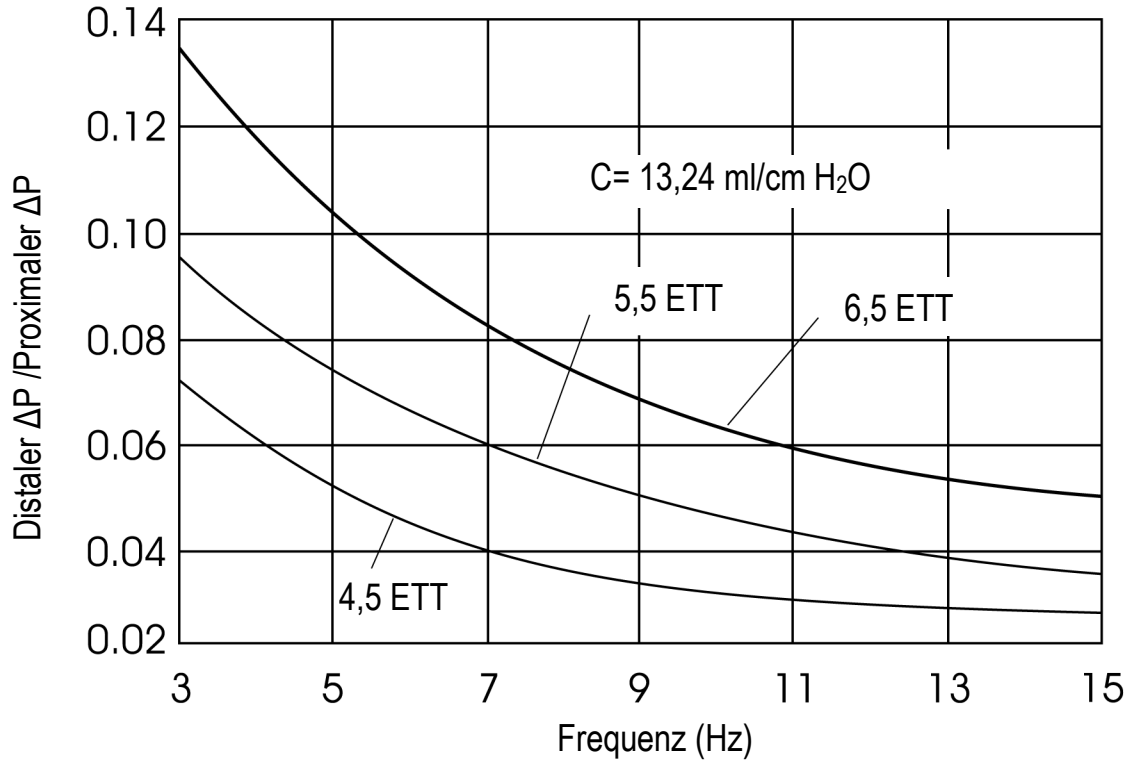


Abbildung B.7.

Index

A

Alarm
Batterie, 26, 49
Batteriespannung niedrig, 24, 59
Durchschnittlicher Atemwegsdruck weniger als 20 % des eingestellten Maximalwerts, 23
Gasvorrat erschöpft, 24, 59
Oszillator angehalten, 11, 24
Oszillator überhitzt, 24, 59
Paw < 20 % des eingestellten Maximalwerts, 59
Paw > 50 cmH_2O, 58
Paw < eingestelltes Minimum, 58
Paw > Set Max Paw-Einstellrad, 58
Sicherheit, 11
Stromausfall, 11, 23
Vorsicht, 11
Warnung, 11
Alarmanzeige
Alarmfunktionen, 9
Alarmregler und Anzeigen, 10
Alarmsubsystem, 9
Alveolen-Spitzendruck, 40
Anschluss
Ausgang zum Befeuchter, 25
Einlass vom Mischgerät, 25
Anschlüsse
Rückseite, 16
ARDS (Acute Respiratory Distress Syndrome), 43
Arterielle Blutgase, 41
Durchschnittlicher Luftwegsdruck größer als 50 cmH_20, 22
Atelektase, 43
Atemwegsdrucküberwachungsmonitor, 9
Auspacken, Montage und Inbetriebnahme, 13
Austauschen des Patientenatemkreislaufs, 49

B

Beatmung kontrollieren, 40
Beatmungsgerätleistung, Fehler bei Prüfung, 60
Bedienelemente
% Inspirationszeit, 21
Bias Flow, 4, 19, 37
Durchschnittlichen Mindest-Atemwegsdruck einstellen, 22
Durchschnittsdruckbegrenzung, 4, 20
Durchschnittsdruckeinstellung, 4
FiO_2, 38
Frequenz, 21, 38
Inspirationszeit, 38
Kolbenzentrierung, 38
Maximalen durchschnittlichen Atemwegsdruck einstellen, 22
Mittlerer Atemwegsdruck, 38
Patientenkreislauf-Kalibrierungseinstellung, 4, 25
Reset-Taste, 23
Rückseite, 25
Start/Stopp, 22
Taste „45-sec alarm silence“ (45-s-Alarmstummschaltung), 24
Bedienelemente und Anzeigen
Frontpanel, 19
Befestigungsband, 29
Befeuchteranschluss, 15
Befeuchterauslass, 25
Befeuchterschlauch, 29
Behandlungsstrategien, 37
Bereichseinstellung für Drucktransducer, 52
Beteiligung, 40
Betriebsbedingungen
Luftfeuchtigkeit, 73
Betriebsbedingungen
Temperatur, 73
Betriebsstundenzähler, 26
Blutgase
Arteriell, 41
Bradykardie-Ereignisse, x
Bronchopulmonare Dysplasie (BPD), 43

D

delta P, 9
Distention, x
Druckausgleich, 12
Druckbegrenzungsventil, 6
Drucklogik- und Drucksteuersystem, 4
Druckmessleitung, 15, 28
Drucksystem-Blockschaltbild
Drucksystem-Blockschaltbild für Teilnummer 770860, 1
für 766526, 2
Durchschnittswerte und Bereiche für Einstellungen, 41

E

Einlass vom Mischgerät, 25
Einlass-Filterkassetten, 48
Elektromagnetische Interferenz (EMI), 57
Elektromagnetische Interferenz, viii, 57
Elektrostatische Entladung (ESD), 57
Entwöhnung, 41
Erhöhter $PaCO_2$, 41
Erkrankungsspezifische Abweichungen von den allgemeinen klinischen Strategien, 43
Erneute Ausdehnung, 40
Ersatzteile, 63
Externer Befeuchter, 3

F

Farbkennzeichnung der Schläuche, 14
Frequenz, 20, 21, 38
Funksender, 57
Funktionsprüfung und Beginn der Beatmung, 31

G

Garantie, vii
Gasquellen anschließen, 32
Gestellstangeneinstellung, 15

H

Hochdrucküberwachungsmonitor, 11
Hypotension, 43

I

In-line-Einlassfilter, 26
Inspiration, 38
Interstitielles Lungenemphysem (PIE), 43
Intraventrikuläre Blutung (IVH), 43

K

Kalibrierung
  Patientenkreislauf, 33
Kalibrierungsverfahren, 52, 53
  Atemwegsdrucküberwachungsmonitor-Transducer, 52
  DC Stromversorgung, 51
  Kolbenposition und Bewegung, 53
Klinische Strategie, 40
Kontaktinformationen für technischen Kundendienst, 63
Kontraindikationen, ix
Kundendienst, 63

L

Lasttrennschalter, 28
Leistungsprüfungen, 33, 36
Linearmotor, Kühlung, 8
Luer-Schottverschraubung, 29
Luft/Sauerstoffmischgerät, 3

M

Mechanische Ausgleichsventile, 12
Mekonium-Aspirationssyndrom, 43
Mischgerät
  Einlass, 25
Mischgerätanschluss, 15
Mittlerer Atemwegsdruck, 9
  Begrenzungsventilschlauch, 28
  Steuerventil, 28
Montage
  Patientenkreislauf, 14
  Patientenkreislauf-Stützarm, 13
MRI, ix
Multi-Center-Kontrollstudien, 37
Multi-Center-Studien, 44

N

Nebenwirkungen
  Neugeboren, x
  Pädiatrisch, x
Nekrotisierende Trachealbronchitis (NTB), 43
Niederdruckzustand, 11
Nulleinstellung für Drucktransducer, 52

O

Oberflächenreinigung, 47
Oszillationsbedienelemente, 9
Oszillationsdesign, 8
Oszillationsdruckamplitude (ΔP), 39
Oszillationsfrequenz, 8
Oszillationskolben, 27
Oszillationskomponenten, 7
Oszillationskühler-Einlass, 26
Oszillator angehalten, Alarm, 11
Oszillatorische Wellenform des Atemwegdrucks, 6
Oszillatorleistung, 21, 39
Oxygenierung kontrollieren, 41

P

$PaCO_2$-Wert, 40
Patientenkreislauf, 5, 27
Patientenkreislauf-Kalibrierung, 33, 50
  Versagen, 60
Paw > 50 cmH_2O Alarm, 58
Paw > Set Max Paw Einstellrad-Alarm, 58
Paw-Steuerventil, 6
Pneumomediastinum, 43
Pneumonie, 43
Pneumoperikardium, 43
Pneumoperitoneum, 43
Pneumothorax, 43
Pneumothorax, schwer und wiederkehrend, 43
Positionssperre, 26
Potenzielle Nebenwirkungen, 43
Potentiometer
  Stromversorgung, 51
Problembehebung, 57
Proximale druckmessende Leitung, 6

R

Rechteck-Wellentreiber, 7, 8
Regelmäßige Wartungsintervalle, 55
Reinigen des Feinfilters, 49
Reinigung, 17
Reset/Stromausfall, 60
Richtlinie über Medizinprodukte, ix
Rückseite, 25
Rückseitige Anschlüsse, 16

S

Schlauchanschlüsse, 28
Schläuche, farblich gekennzeichnet, 14
Schnellentleerungsventil, 6, 28
Sicherheitsalarme, 11
Sicherheitsfunktionen, 10
Sicherheitsinformationen, x
Sondenanschluss für externen Befeuchter, 6
SPAN-Bedienelement, 53
Sperre
  Steuergerätposition, 26
Spulentemperatur, 9
Startprozeduren, 31
Stromausfallalarm, 11
Stromschalter, 28
Stromversorgung, 10
Subsysteme
  im Beatmungsgerät enthalten, 3
  Müssen vom Kunden beigestellt werden, 3
Symbole, xiv
Systemsäule, 27

T

Technische Daten
Alarme, 69
Anzeigen, 67
Bedienelemente, 65
Druckmessung, 69
Elektrik, 71
Leistungsgrafiken, 74
Physisch, 73
Pneumatisch, 72
Teile, 63
Thermische Sicherung, 8, 12
Treiberaustausch, 55

U

Überholung
Durchgeführt, geplant, 55
Überwachung, 44
Arterielle Blutgase, 44
Nicht-invasive Blutgase, 44
Thoraxröntgen, 44

V

Verwendungszweck, ix

W

Warnalarme, 11
Warnungen, x, xi
Wartung und Problembehebung, 47
Wartungsverfahren, 47
Wasservorlage, 12, 28
Abfluss, 28
Leeren, 47
Wechselpolaritätsspannung, 8

Z

Zentrieren des Kolbens, 27
Zerebraler Ultraschall, 44
Zufriedenstellende Lungeninflation, 41
Zusammenfassung der Behandlungsstrategien, 42

Absichtlich leer gelassen